



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**Diferentes métodos de tratamento de superfície de um novo material
nano cerâmico/resina (Lava™ Ultimate) – estudo *in vitro* da
resistência adesiva**

Trabalho submetido por

Maria Inês de Oliveira Madeira

Para obtenção de grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro de 2013



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**Diferentes métodos de tratamento de superfície de um novo material
nano cerâmico/resina (Lava™ Ultimate) – estudo *in vitro* da
resistência adesiva**

Trabalho submetido por

Maria Inês de Oliveira Madeira

Para obtenção de grau de Mestre em Medicina Dentária

Orientador: Prof. Doutor José João Baltazar Mendes

Outubro de 2013

“Não sabendo que era impossível, ele foi lá e fez.”

(Jean Cocteau)

Agradecimentos

Gostaria de agradecer a todos que, directa ou indirectamente, contribuíram para que este trabalho fosse possível de concretizar:

Ao meu orientador, Prof. Doutor José João Mendes, por todo o apoio prestado, confiança, por me ensinar a disciplina e o perfeccionismo durante o percurso académico e pela orientação, tornando viável a elaboração deste projecto;

Ao professor Paulo Monteiro, por tudo o que me ensinou, por todo o empenho, paciência e confiança que depositou em mim e neste trabalho;

Ao Prof. Doutor Mário Polido pela disponibilidade e indispensável ajuda no funcionamento dos equipamentos do laboratório de biomateriais;

À professora Maria João Barreto e professor João Rua, pelo apoio, confiança, disponibilidade, simpatia e por tudo o que me ensinaram durante estes anos, tornando-se um exemplo a seguir;

À minha irmã Joana, por ter estado sempre ao meu lado, nos melhores e piores momentos, apoiando-me sempre e contribuindo activamente na realização desta investigação;

Aos meus pais, irmãos e tia, pilares fundamentais em todos os momentos da minha vida, por toda a paciência e pelo amor incondicional;

Ao João, pela paciência sem limites, pelo amor e pela amizade incondicionais durante este processo, por nunca me deixar desistir de nada e por me fazer querer ser sempre melhor;

À Joana Pereira, Sofia Lopes e Raquel Barata por todo o apoio, amizade e força que me deram nos momentos mais complicados;

À Sara Casado, ao António Lopes e a todos os meus colegas e amigos, sempre presentes.

RESUMO

Objetivos: Avaliar a influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência adesiva (μ TBS) entre um novo material restaurador nano cerâmico/resina e um cimento resinoso.

Materiais e métodos: Dezasseis blocos de Lava™ Ultimate (3M ESPE) foram seccionados em amostras de 6mm de espessura e divididas aleatoriamente em 3 grupos principais por método de corte: G1) Micrótomo digital; G2) Micrótomo digital + Jacteamento com óxido de alumínio (50 μ m); G3) Fresagem pelo sistema CEREC®; Todas as amostras foram submetidas a um passo de contaminação salivar após o qual cada grupo foi dividido em 3 sub-grupos (n=4) consoante o tratamento de superfície: S1) Limpeza com álcool; S2) Jacteamento com óxido de alumínio (50 μ m), durante 10 segundos; S3) Condicionamento com ácido hidrofúorídrico (9%), durante 30 segundos. Seguiu-se a aplicação do adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE). Recorrendo a um molde de silicone, foram obtidos trinta e dois blocos em resina composta Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE), que foram posteriormente cimentados, recorrendo ao um cimento resinoso (RelyX™ Ultimate), às amostras previamente tratadas. Após seccionadas em duas partes, as amostras foram submetidas a dois tipos de testes: teste imediato, realizado após armazenamento em água destilada numa estufa a 37° C e teste de termociclagem (10.000 ciclos, a 5 e 55°C). As amostras foram seccionadas nas direcções “X” e “Y”, obtendo-se palitos (secção transversal de 1 \pm 0,2 mm²) que foram testados sob tensão (velocidade de 1 mm/min) até ocorrer fractura. A fractura foi analisada através de microscopia óptica. Para a análise estatística foram utilizados os testes ANOVA one-way e testes post-hoc com $p \leq 0,05$ (SPSS20.0).

Resultados: Os valores mais elevados de adesão foram obtidos nos grupos G1S3 (91MPa), G2S2 (91,12MPa) e G3S3 (94,12MPa), tanto no grupo controlo como no termociclado.

Conclusão: Diferentes tratamentos de superfície apresentam diferentes valores de resistência adesiva.

Palavras-chave: Tratamento de superfície; Cimentação; Lava™ Ultimate; Resistência adesiva.

ABSTRACT

Objectives: To determine the influence of different surface treatments on the bond strength (μ TBS) between new nano ceramic/resin restorative material and resin-based cement.

Materials and methods: Sixteen blocks of Lava™ Ultimate (3M ESPE) were cut into samples of 6mm in thickness and randomly divided into 3 main groups, according to the cutting method: G1) Digital microtome; G2) Digital microtome + Aluminium oxide sandblasting (50 μ m); G3) Milling through the CEREC® system; All samples were subjected to a step of salivary contamination, after which each group was divided into 3 subgroups (n=4), according to surface treatment: S1) Cleaning with alcohol; S2) Aluminium oxide sandblasting (50 μ m), during 10 seconds; S3) Conditioning with hydrofluoric acid (9%), during 30 seconds. This was followed by placing the Scotchbond™ Universal adhesive (3M ESPE). By using a silicone mold, thirty-two blocks of Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE) were obtained and subsequently cemented, through resin-based cement (RelyX™ Ultimate), to the previously treated samples. After being cut in two parts, the samples were subjected to two kinds of tests: the immediate test, performed upon storage in distilled water in an oven at 37° C, and the thermocycling test (10,000 cycles, 5 and 55°C). The samples were cut in the directions “X” and “Y”, producing sticks (1 \pm 0.2 mm² cross-section) that were tested under strain (1 mm/min rate) until break point. The break was examined through optical microscopy. For the statistical analysis, ANOVA one-way and post-hoc p with ≤ 0.05 (SPSS20.0) tests were used.

Results: The highest bond strength were obtained in the groups G1S3 (91MPa), G2S2 (91,12MPa) e G3S3 (94,12MPa), both the control group and in thermocycled.

Conclusion: Different surface treatments show different levels of bond strength.

Keywords: Surface treatment; Cementation; Lava™ Ultimate; Bond strength.

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO.....	15
1 - Cerâmicas dentárias.....	15
1.1 - Cerâmicas Vítreas.....	17
1.2 - Cerâmicas de Alumina.....	19
1.3 - Cerâmicas de Zircónia.....	20
1.4 – Novos materiais restauradores híbridos.....	22
2 - Resinas compostas.....	24
3 - Sistemas CAD/CAM.....	28
4 - Métodos de preparação de superfície.....	30
4.1 - Ácido Hidrofluorídrico.....	31
4.2 - Óxido de alumínio.....	33
4.3 - Silanização.....	36
5 - Cimentação Adesiva.....	39
5.1 – Adesivos.....	39
5.2 - Cimentos resinosos.....	42
II. OBJECTIVO.....	47
III. HIPÓTESES DE ESTUDO.....	48
1 - Hipótese nula.....	48
2 - Hipótese alternativa.....	48
IV. MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
V. RESULTADOS.....	61
1 – Comparação Grupo Controlo (GC) <i>versus</i> Grupo Termociclado (GT).....	61
2 – Comparação de tratamentos de superfície no Grupo Controlo (GC).....	63
3 – Comparação de tratamentos de superfície no Grupo Termociclado (GT).....	64
4 – Análise de fractura.....	66
VI. DISCUSSÃO.....	72
VII. CONCLUSÕES.....	79
VIII. BIBLIOGRAFIA.....	82

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Exemplo de coroas de revestimento total de cerâmica feldspática <i>in</i> Magne, 2010.....	15
Figura 2 - Monoblocos do material Lava™ Ultimate (3M, ESPE).....	19
Figura 3 - Escala de cores e translucidez dos blocos de Lava™ Ultimate (3M, ESPE)	20
Figura 4 - Sequência de caracterização externa de uma coroa de revestimento total de Lava™ Ultimate (fotografias cedidas pelo Mestre Paulo Monteiro)	20
Figura 5 - Microscopia electrónica de varrimento da superfície de um palito de Lava™ Ultimate com diferentes ampliações (200X, 1000X, 5000X e 40000x) <i>in</i> Casado, 2012	21
Figura 6 - Diagrama representativo dos aglomerados de zircónia/sílica e partículas individuais dispersas na matriz resinosa de uma resina composta nanoparticulada <i>in</i> Curtis <i>et al.</i> , 2009	24
Figura 7 - Microscopia Electrónica de Varrimento da resina composta microhibrida Filtek™ Z250 (A e C) e da resina composta nanoparticulada Filtek™ Supreme (B e D). A figura D é representativa dos aglomerados encontrados na resina nanoparticulada, <i>in</i> Rodrigues Jr. <i>et al.</i> , 2008.....	25
Figura 8 - Microscopia Electrónica de Varrimento de uma cerâmica feldspática sem condicionamento (esq.) e condicionada com HF a10%, durante 20 seg (dir). A superfície condicionada mostra uma micro-estrutura amorfa com numerosas porosidades <i>in</i> Butze., <i>et al.</i> , 2011	29
Figura 9 - Microscopia Electrónica de Varrimento de uma cerâmica feldspática não jacteada (esq.) e jacteada com partículas de óxido de alumínio de 50 µm, durante 5 seg, 5 mm de distância (dir). A superfície jacteada mostra um padrão superficial em forma de cunha <i>in</i> Butze., <i>et al.</i> , 2011	31
Figura 10 - Esquema representativo do processo de silicatização da superfície <i>in</i> Thompson <i>et al.</i> , 2011.....	33
Figura 11- Diagrama representativo da reacção que ocorre entre as partículas de sílica da superfície da cerâmica e as moléculas de silano <i>in</i> Karabela & Sideridou, 2011	34
Figura 12 - Estrutura química do γ -MPTS (γ -metacriloxipropiltrimetoxisilano) <i>in</i> Hossmand <i>et al.</i> , 2004.....	34
Figura 13 - Microscopia Electrónica de Varrimento de um sistema adesivo <i>etch and rinse</i> (a) e <i>self-etch</i> (b). <i>Tags</i> de resina claramente evidentes nos sistemas <i>etch-and-rinse</i> (a) uma vez que a resina se infiltrou nos túbulos dentinários previamente condicionados pelo ácido. Os sistemas adesivos autocondicionantes revelam uma morfologia mais homogênea desprovida de tags de resina tão longos (b) <i>in</i> Breschi <i>et al.</i> , 2008	38

Figura 14 - Cimento resinoso RelyX™ Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany).....	43
Figura 15 - Esquema de corte dos blocos de Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) através do microtomo digital.....	46
Figura 16 - Contaminação com saliva artificial durante 5 minutos.....	47
Figura 17- Jacteamento da superfície com partículas de óxido de alumínio (50µm) e aspecto macroscópico da superfície da amostra jacteada.....	47
Figura 18 - Sequência de aplicação do ácido hidrofluorídrico a 9% na superfície da Lava™ Ultimate, lavagem e aspecto macroscópico da superfície da amostra condicionada.....	48
Figura 19 - Ácido hidrofluorídrico a 9% Ultradent® Porcelain Etch (Ultradent Products, Inc., Utah, USA).....	48
Figura 20 - Resina Composta Filtek™ Supreme (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)	48
Figura 21 - Molde de silicone e esquema de confecção dos blocos em resina composta	49
Figura 22 - Protocolo de aplicação do adesivo Scotchbond™ Universal. (A) aplicação do adesivo na superfície durante 20 segundos; (B) Jacto de ar durante 5 segundos; (C) Adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany)	50
Figura 23 – Esquematisação do processo de cimentação das amostras de Lava™ Ultimate.....	50
Figura 24 - Esquema de corte dos blocos cimentados	51
Figura 25 - Máquina de termociclagem, laboratório de biomateriais do ISCSEM	51
Figura 26 - Máquina de corte Acuttom-50 (Struers A/SBallerup, Denmark), laboratório de biomateriais do ISCSEM	52
Figura 27 - Esquema de corte de palitos com uma secção transversal de $1\pm0,2 \text{ mm}^2$	52
Figura 28 - Palito fixo a um jig de Geraldeli (esq.) para teste de microtração através da cola à base de cianometacrilato (Zapit®) (dir.).....	53
Figura 29 - Máquina de testes Universal AG – IS 50 kN (Shimadzu, Kyoto, Japão), laboratório de biomateriais do ISCSEM	53
Figura 30 - Craveira digital Storm™ (Central Tools Inc., Cranston, USA) (esq.) e microscópio óptico Leica ATC (Reichert Inc., Buffalo, NY, USA), laboratório de morfologia do ISCSEM (dir.).....	53
Figura 31 - Fractura Coesiva na resina composta (L: Lava™ Ultimate; R: resina composta; A: interface adesiva).....	54
Figura 32 - Fractura Coesiva na Lava™ Ultimate (L: Lava Ultimate; R: resina composta; A: interface adesiva).....	54

Figura 33 - Fractura Adesiva (L: Lava™ Ultimate; R: resina composta)	54
Figura 34 - Fractura Mista.....	54
Figura 35 - Esquema representativo do procedimento laboratorial (adaptado <i>in</i> Loomans <i>et al.</i> , 2011).....	55

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Vários sistemas cerâmicos in Conrad <i>et al</i> , 2007	20
Tabela 2 – Protocolo laboratorial esquematizado.....	57
Tabela 3 – Composição dos materiais utilizados.....	59
Tabela 4 – Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre o Grupo Controlo e o Grupo Termociclado: Média (M) e Desvio-padrão (Dp).....	61
Tabela 5 – Anova de Welch (Grupo Controlo)	63
Tabela 6 – Teste de comparação múltipla de <i>Tukey</i> : Grupo Controlo.....	63
Tabela 7 – Anova de Welch (Grupo Termociclado).....	64
Tabela 8 – Teste de comparação múltipla de <i>Tukey</i> : Grupo Termociclado.....	65
Tabela 9 – Teste de Qui-Quadrado.....	66
Tabela 10 – Análise do tipo de fractura: Grupo Controlo <i>versus</i> Grupo Termociclado	66
Tabela 11 – Teste de Qui-Quadrado (G1S1).....	67
Tabela 12 – Análise do tipo de fractura (G1S1): Grupo Controlo <i>versus</i> Grupo Termociclado.....	68
Tabela 13 – Teste de Qui-Quadrado (G1S2).....	68
Tabela 14 – Análise do tipo de fractura (G1S2): Grupo Controlo <i>versus</i> Grupo Termociclado.....	69
Tabela 15 – Teste de Qui-Quadrado (G1S3).....	69
Tabela 16 – Análise do tipo de fractura (G1S3): Grupo Controlo <i>versus</i> Grupo Termociclado.....	70
Tabela 17 – Teste de Qui-Quadrado (G3S2).....	70
Tabela 18 – Análise do tipo de fractura (G3S2): Grupo Controlo <i>versus</i> Grupo Termociclado.....	71

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Valores médios de resistência adesiva (MPa) – Grupo controlo (GC) versus Grupo Termociclado (GT)	61
Gráfico 2 – Valores médios de resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão – GC <i>versus</i> GT	61
Gráfico 3 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão – Grupo Controlo.....	63
Gráfico 4 – Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão: Grupo Termociclado.....	64
Gráfico 5 – Análise do tipo de fractura: Grupo Controlo (GC) <i>versus</i> Grupo Termociclado (GT).....	65

LISTA DE ABREVIATURAS

Dp – desvio-padrão

F⁻ - iões flúor

H⁺- iões hidrogénio

M – média

Min. – minutos

MDP – metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato

MPa – Megapascais

mm – milímetro

mm/min. – milímetro por minuto

mW/cm² – microvolts por centímetro quadrado

nm – nanómetro

N – Newton

µm – micrómetro

µTBS – Microtensile bond strength

I – Introdução

Com o aumento da variedade de sistemas cerâmicos no mercado, a aplicação destes materiais na área da Medicina Dentária Restauradora tornou-se rapidamente uma alternativa viável e mais estética às convencionais próteses fixas metalo-cerâmicas (Özcan, Valandro, Amaral, Leite & Bottino, 2009).

Apesar das vantagens estéticas deste material, existem algumas características preocupantes do ponto de vista clínico, como a sua friabilidade e baixa resistência à tracção. Visando minimizar os fracassos, as investigações tendem a encontrar materiais que combinem as vantagens estéticas das cerâmicas com a resistência, durabilidade e reparabilidade de outros materiais, como é o caso das resinas compostas, bem como tratamentos de superfície que melhorem a sua adesão à estrutura dentária e/ou materiais restauradores (Campos *et al.*, 2005).

1- Cerâmicas dentárias

As cerâmicas dentárias são conhecidas pela sua excelente capacidade de reproduzir as características dos dentes naturais, devido às suas propriedades ópticas, físicas e químicas. São duráveis, de boa aceitação tanto pelo profissional como pelo paciente, altamente estéticas e biocompatíveis, desempenhando, desta forma, um papel importante na reabilitação oral (Kelly, Nishimura & Campbell, 1996).

A cerâmica ganhou importância enquanto material reabilitador após ter sido comprovado o seu potencial estético com a introdução da primeira coroa de cerâmica feldspática por Land, em 1903. Por volta dos anos cinquenta, com o objectivo de aumentar o coeficiente de expansão térmica e possibilitar a sua fusão com ligas metálicas para a confecção de coroas totais e próteses parciais fixas, foi adicionada leucite à sua formulação (Kelly *et al.*, 1996; Conrad, Seong & Pesun, 2007; Gomes, Assunção, Rocha & Santos, 2008).

A primeira coroa totalmente cerâmica (Dicor, Dentsply/York Division, York, Penn) foi introduzida no mercado nos anos oitenta, o que permitiu uma maior flexibilidade no alcance de resultados estéticos. A introdução de sistemas cerâmicos avançados com novos métodos de processamento deflagrou o interesse por restaurações totalmente cerâmicas (Kelly *et al.*, 1996).

As cerâmicas dentárias têm na sua constituição elementos metálicos, como o alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, titânio e zircônio e substâncias não metálicas como a sílica, o boro, o flúor e o oxigênio (Gomes *et al.*, 2008), e são caracterizadas por duas fases: uma fase cristalina e uma fase vítrea envolvente. A primeira dita as propriedades mecânicas e ópticas da cerâmica, consoante a sua quantidade e natureza, já a matriz vítrea, composta por óxido de silício, está relacionada com a sua viscosidade e expansão térmica (Gomes *et al.*, 2008).

Quinn, Sundar e Lloyd (2003) referem que, na escolha de uma cerâmica, deve-se ter em conta factores como as propriedades estéticas, biomiméticas, desempenho mecânico, viabilidade económica e facilidade de utilização. Contudo, a escolha parece não estar facilitada por não existir um material que reúna todos os requisitos em simultâneo: um material altamente resistente, muitas vezes, não possui as propriedades estéticas que o permitam mimetizar o dente natural (Quinn *et al.*, 2003).

O exponencial aumento da exigência estética por parte da sociedade contemporânea impulsionou o rápido desenvolvimento deste material quanto às suas propriedades físicas e mecânicas. Uma vez garantida a eficácia estética da cerâmica pura, com o aparecimento das restaurações “*metal free*” surgem novos desafios no que diz respeito a propriedades como a resistência e durabilidade das restaurações. Com esse objectivo surgem as cerâmicas reforçadas através de uma alteração estrutural com a incorporação de óxidos (Kina, 2005; Gomes *et al.*, 2008). A personalização das restaurações é possível através do revestimento de núcleos de óxido de alumina ou óxido de zircônio com cerâmica pura (Conrad *et al.*, 2007).

Está comprovado que a microestrutura das cerâmicas dentárias influencia significativamente o seu comportamento mecânico e a propagação de fissuras quando sujeitas à fadiga cíclica das forças mastigatórias e, consequentemente, a diminuição da resistência ao longo da sua vida útil (Borba *et al.*, 2011).

A classificação das cerâmicas torna-se, muitas vezes, confusa e subjectiva, variando de autor para autor. McLaren e Cao (2009) classificam as cerâmicas quanto à sua microestrutura (quantidade e tipo de fase cristalina e composição vítrea) e técnica de processamento (pó/líquido, prensadas ou maquinadas).

De um modo geral, podemos dividi-las em três categorias principais: cerâmicas vítreas, de alumina e de zircónia (Conrad *et al.*, 2007).

1.1 - Cerâmicas vítreas

Actualmente as cerâmicas vítreas são sobretudo utilizadas para o revestimento de núcleos de alumina ou zircónio, no entanto, foram inicialmente utilizadas na confecção de dentes artificiais de porcelana de próteses removíveis. As cerâmicas vítreas são originadas a partir de materiais que têm na sua constituição dióxido de silício (também conhecido por sílica ou quartzo) e com grande teor em alumina. Estes alumino-silicatos, com grande conteúdo em cálcio e sódio, são conhecidos por feldspatos e podem ser modificados de modo a criar as cerâmicas utilizadas em Medicina Dentária (McLaren & Cao, 2009).

O sistema IPS Empress[®] 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pertence ao grupo das vitrocerâmicas reforçadas por cristais de dissilicato de lítio, fabricado através da combinação das técnicas de cera-perdida e termo-pressão (*heat-press technique*), nas quais uma pastilha ou lingote de cerâmica é plastificada a alta temperatura (890-920⁰C) e injectada sobre pressão e vácuo num molde de revestimento previamente confeccionado através do enceramento da restauração sobre um modelo de trabalho (Conrad *et al.*, 2007). Esta técnica de pressão pelo calor tem proporcionado um aumento na resistência das cerâmicas uma vez que diminui os efeitos da contracção provocada pelas queimas. Este sistema surge com objectivo de colmatar as limitações de utilização do seu antecessor IPS Empress[®], uma cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucite, tendo melhorado a resistência à flexão (Gomes *et al.*, 2008).

O sistema IPS Procad[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), introduzido em 1998, é uma cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucite, mas com um tamanho de

partícula menor quando comparado com o sistema IPS Empress®. Foi projectada para o sistema CEREC® (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) e dispõe de vários tons, incluindo um tom de branqueamento e uma linha de tons específica para o segmento anterior (Conrad *et al.*, 2007).

O sistema IPS e.max Press® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi introduzido no mercado em 2005 como uma melhoria do sistema IPS Empress® 2. Consiste numa cerâmica vítrea de dissilicato de lítio mas, as suas propriedades físicas e ópticas, estão melhoradas através de uma processo de queima modificado (Conrad *et al.*, 2007). Este material pode ser muito translúcido mesmo com o seu elevado teor cristalino, o que se deve ao índice de refração relativamente baixo dos cristais de dissilicato de lítio (McLaren & Cao, 2009). As cerâmicas de dissilicato de lítio combinam a resistência com a estética. Podem ser usadas em camadas juntamente com as cerâmicas feldspáticas (Powers, Farah, O’Keefe, Kolb & Udrys, 2012).

O sistema Vita Mark® II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) é uma cerâmica feldspática cuja constituição é maioritariamente sílica (60-64%) e óxido de alumínio (20-23%). Foi introduzida em 1991 para o sistema CEREC® 1 (Siemens AG, Bensheim, Germany) e veio melhorar a já existente Vita Mark I no que respeita a propriedades como a resistência e o tamanho das partículas (4µm). Este sistema está disponível nos vários tons da escala Vita® clássica, Vitapan® 3D Master Shades e VITABLOCS Esthetic Line, permitindo ainda ser caracterizado (Conrad *et al.*, 2007).

O sistema Vita® TriLuxe Bloc (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) foi concebido com o objectivo principal de superar as desvantagens estéticas de uma restauração monocromática e reproduzir ao máximo as propriedades ópticas de um dente natural. Consiste num bloco de cerâmica policromático, internamente organizado em camadas tridimensional: a camada mais interna é opaca e escura, o terço médio é neutro, quando comparado com um bloco padrão, enquanto que o terço externo apresenta maior translucidez (Conrad *et al.*, 2007).

Apesar de actualmente já não se encontrar no mercado, a cerâmica Dicor (Dentsplay Intl, York, Pa), introduzida em 1980, contribuiu fortemente para o desenvolvimento das cerâmicas vítreas. É uma cerâmica de fundição constituída por 70% de cristais de tetrasilica e 30% de matriz vítrea (Conrad *et al.*, 2007; Gomes *et al.*, 2008).



Figura 1- Exemplo de coroas de revestimento total de cerâmica feldspática *in* Magne, 2010

1.2 - Cerâmicas de Alumina

O sistema cerâmico In-Ceram[®] Alumina (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) apresenta um núcleo de cerâmica de alumina infiltrada com um vidro, de alta resistência, fabricado pela técnica de moldagem por suspensão (*slip-casting*), na qual óxido de alumínio densamente compactado (*slip*), é aplicado e sinterizado num molde a 1120⁰C, durante 10 horas, originando uma infra-estrutura de alumina que, posteriormente, é infiltrada com vidro de lantânio de baixa viscosidade e sujeita a uma segunda queima a 1100⁰C, durante 4 horas, de modo a eliminar as porosidades e zonas de propagação de fractura, resultando numa estrutura muito densa. As tensões geradas, devido às diferenças no coeficiente de expansão da alumina e do vidro, melhoram também a sua resistência (Conrad *et al.*, 2007).

Por sua vez, esta alta concentração em alumina provoca uma diminuição significativa da translucidez, com consequente empobrecimento das propriedades ópticas da cerâmica e, por esse motivo, este material não deve ser usado como cerâmica de cobertura mas aplicado como substituto das infra-estruturas metálicas com indicação para reabilitações unitárias e próteses parciais fixas anteriores de 3 elementos (Kina, 2005).

Baseado no mesmo sistema, a Vita apresenta ainda duas variações do sistema In-Ceram: o In-Ceram[®] Spinell que, além do óxido de alumínio, agrega também óxido de magnésio o que lhe confere o dobro da translucidez, mas, em contrapartida, diminui a sua resistência à flexão em 20%, o que limita as suas indicações reabilitações unitárias no segmento anterior, facetas laminadas, *inlays* e *onlays* e o

sistema In-Ceram[®] Zirconia, que também consiste numa modificação do sistema original In-Ceram[®] Alumina com a adição de 35% de óxido de zircónio, aumentando significativamente a sua resistência à flexão. Contudo, tendo em conta o alto grau de opacidade deste material, as suas indicações restringem-se às zonas posteriores, tanto para coroas unitárias como para infra-estruturas de próteses parciais fixas (Kina, 2005).

Outro sistema cerâmico com alta concentração em óxido de alumínio é o sistema Procera[®] (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden). Desenvolvido por Andersson e Oden, este sistema, comparado com outras cerâmicas aluminizadas, é o que possui maior resistência, sendo apenas superado pela zircónia. É um sistema de *copings* de alumina (99,9%) revestidos por cerâmica felpática de baixa fusão, confeccionados através da tecnologia CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Assisted Machining) (Kina, 2005).

O sistema Synthoceram[®] (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands) consiste numa vitrocerâmica reforçada com óxido de alumínio altamente resistente. Os núcleos são fabricados através da tecnologia CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) utilizando técnicas como *scanner* a laser, sinterização da cerâmica e fresagem em computador que depois serão revestidos por cerâmica vítrea sem leucite (Conrad *et al.*, 2007).

1.3 - Cerâmicas de Zircónia

A zircónia, isto é, o óxido de zircónio (ZrO_2) é um material polimórfico que se apresenta em três formas: a estrutura é cúbica quando atinge o seu ponto de fusão aos $2680^{\circ}C$ e passa a tetragonal perto dos $2370^{\circ}C$. A baixo dos $1170^{\circ}C$ esta última passa à fase monoclinica que é acompanhada de uma expansão de volume de 3-5% o que provoca um aumento de *stress* interno. É adicionado óxido de ítrio à zircónia pura de modo a controlar a expansão de volume, estabilizar a fase tetragonal à temperatura ambiente e aumentar a resistência à flexão e fractura (Conrad *et al.*, 2007).

O produto final é uma zircónia tetragonal estabilizada com ítrio (Y-TZP) que, devido a propriedades mecânicas como estabilidade química e dimensional e resistência à

flexão (1000-1200 MPa) e à fractura (8-10 MPa/mm²), se apresenta, cada vez mais, como um material extremamente atractivo na Dentisteria Restauradora. A radiopacidade semelhante ao metal permite à zircónia a avaliação radiográfica da integridade marginal dos núcleos, excesso de cimento e a presença da cáries recorrentes (Conrad *et al.*, 2007; Elsaka, 2013).

As cerâmicas à base de zircónia utilizam a tecnologia CAD/CAM na construção de *copings* para coroas, pontes e *abutments* de implantes. As restaurações são muito estéticas e podem ser ideais para restaurar dentes endodonciados que se tornam frequentemente descolorados e necessitam de uma infra-estrutura suficientemente opaca e resistente (Powers *et al.*, 2012).

O sistema Lava™ Zircónia (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) consiste num bloco de Y-TZP. Quando comparado com a alumina, possui características vantajosas como a elevada resistência à flexão e à fractura e um baixo módulo de elasticidade. Utiliza a tecnologia CAD/CAM na confecção de infra-estruturas que são fresadas a partir de blocos pré-sinterizados. Após a confecção dos *copings*, estes podem ser revestidos com 7 tonalidades, sendo posteriormente sinterizados em forno próprio (Conrad *et al.*, 2007).

Encontram-se disponíveis outros sistemas que permitem a confecção de restaurações de zircónia utilizando a tecnologia CAD/CAM tais como o sistema Cercon® (Dentisply Ceramco, York, Pa) que requer técnicas convencionais de enceramento para desenhar o *coping*; DCS Precident® (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) que utiliza a cerâmica DC-Zirkon® totalmente sinterizada; Denzir® (Decim AB, Skelleftea, Sweden) que fabrica, a partir de blocos de óxido de ítrio parcialmente sinterizados, *inlays* de cerâmica e ainda Crystal Zirconia, InCeram® Zirconia, IPS e.max ZirCAD, Procera AllZirkon, ZENO® Zr, entre outros (Powers *et al.*, 2012).

Core Material	System	Manufacturing Techniques	Clinical Indications
Glass Ceramic			
Lithium-disilicate (SiO ₂ -Li ₂ O)	IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Heat pressed	Crowns, anterior FPDP
	IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)	Heat pressed	Onlays, 3/4 crowns, crowns, FPDP
Leucite (SiO ₂ -Al ₂ O ₃ -K ₂ O)	IPS Empress (Ivoclar Vivadent)	Heat pressed	Onlays, 3/4 crowns, crowns
	Optimal Pressable Ceramic (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn)	Heat pressed	Onlays, 3/4 crowns, crowns
	IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent)	Milled	Onlays, 3/4 crowns, crowns
Feldspathic (SiO ₂ -Al ₂ O ₃ -Na ₂ O-K ₂ O)	VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)	Milled	Onlays, 3/4 crowns, crowns, veneers
	VITA TriLux BloC (VITA Zahnfabrik)	Milled	Onlays, 3/4 crowns, crowns, veneers
	VITABLOCS Esthetic Line (VITA Zahnfabrik)	Milled	Anterior crowns, veneers
Alumina			
Aluminum-oxide (Al ₂ O ₃)	In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik)	Slip-cast, milled	Crowns, FPDP
	In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik)	Milled	Crowns
	Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands)	Milled	Onlays, 3/4 crowns, crowns
	In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)	Slip-cast, milled	Crowns, posterior FPDP
	Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)	Densely sintered	Veneers, crowns, anterior FPDP
Zirconia			
Yttrium tetragonal zirconia polycrystals (ZrO ₂ stabilized by Y ₂ O ₃)	Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)	Green milled, sintered	Crowns, FPDP
	Cercon (Dentsply Ceramco, York Pa)	Green milled, sintered	Crowns, FPDP
	DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)	Milled	Crowns, FPDP
		Milled	Onlays, 3/4 crowns, crowns
	Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden)	Densely sintered, milled	Crowns, FPDP, implant abutments
	Procera (Nobel Biocare AB)		

Tabela 1 - Vários sistemas cerâmicos *in Conrad et al, 2007*

1.4 – Novos materiais restauradores híbridos

Actualmente, existem disponíveis no mercado dois materiais cerâmico-resinosos, apresentados em forma de bloco para fresagem, que combinam as propriedades das cerâmicas dentárias com as propriedades das resinas compostas dando origem a um material híbrido com propriedades melhoradas. São eles o sistema Vita ENAMIC® (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) e o sistema Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA).

O sistema Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA), segundo o fabricante, surge como uma alternativa altamente estética e de fácil utilização quando comparado com os demais sistemas cerâmicos, no que diz respeito à confecção de restaurações indirectas através da tecnologia CAD/CAM. Tem indicação para *inlays*, *onlays*, facetas e coroas de revestimento total unitárias, incluindo coroas sobre implantes (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA).



Figura 2 - Monoblocos do material Lava™ Ultimate (3M, ESPE)

Trata-se de uma nano cerâmica/resina constituída maioritariamente por nanopartículas de cerâmica (80%) unidas por uma matriz resinosa. O conteúdo cerâmico é composto por três tipos de partículas. Trata-se de uma combinação de partículas de sílica (20 nm) não aglomeradas; partículas de zircónio (4-11nm) não aglomeradas e partículas em *cluster* de zircónio/sílica (composto por sílica de 20 nm e zircónio de 4-11nm) agregados (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA).

O sistema Lava™ Ultimate está disponível em blocos de fresagem para sistemas como CEREC® (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany), E4D (D4D Technologies, Richardson, Texas) e ainda para Lava™ Milling Centers. Os blocos encontram-se divididos em sete tonalidades e um tom branqueado e ainda com dois tipos de translucidez (Figura 3). Após fresagem da peça, a face externa pode ser caracterizada através de pigmentos fotopolimerizáveis e pincéis próprios (figura 4) (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA).

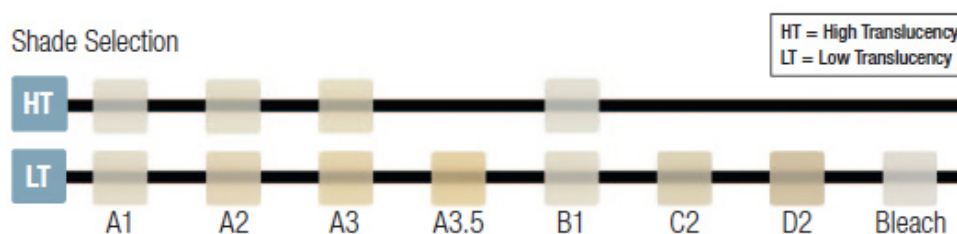


Figura 3 - Escala de cores e translucidez dos blocos de Lava™ Ultimate (3M, ESPE)

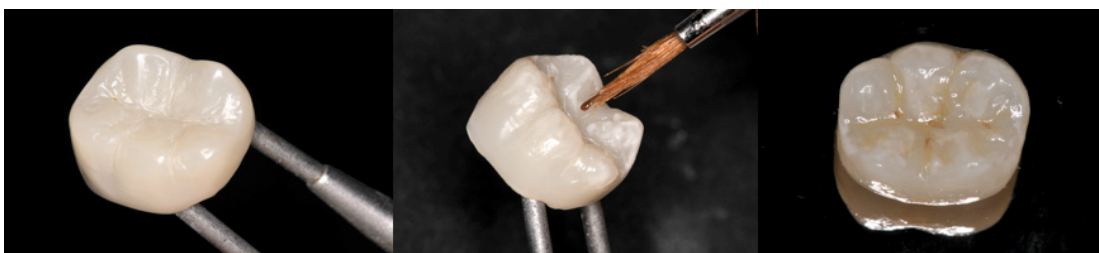


Figura 4 - Sequência de caracterização externa de uma coroa de revestimento total de Lava™ Ultimate (fotografias cedidas pelo Mestre Paulo Monteiro)

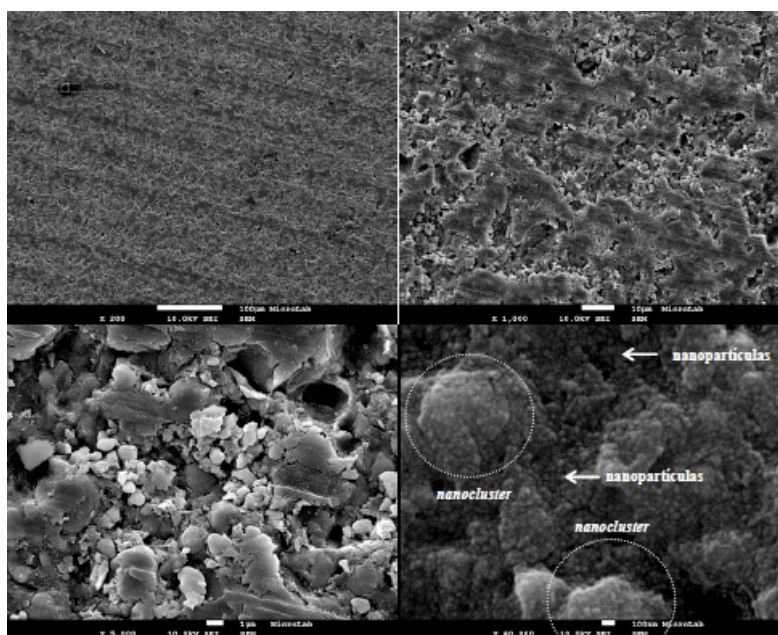


Figura 5 - Microscopia electrónica de varrimento da superfície de um palito de Lava™ Ultimate com diferentes ampliações (200X, 1000X, 5000X e 40000x) in Casado, 2012

2 - Resinas Compostas

Hoje em dia, a resina composta é considerada um dos materiais mais utilizados na Dentisteria Restauradora uma vez que, para além de satisfazer as necessidades estéticas, reúne propriedades mecânicas, como resistência, longevidade e reparabilidade altamente satisfatórias (Ferracane, 2010; Karabela & Sideridou, 2011).

De um modo geral, as resinas compostas utilizadas em Medicina Dentária, são compostas por uma matriz orgânica polimérica (geralmente constituída por monómeros de dimetacrilato), partículas inorgânicas de preenchimento à base de

vidros radiopacos, um agente de ligação das partículas inorgânicas à matriz, o silano, um sistema iniciador-acelerador composto por substâncias químicas que promovem ou modulam a reacção de polimerização (como, por exemplo, a canforoquinona), substâncias que diminuem a pigmentação da resina consequente do seu envelhecimento (estabilizadores) e partículas que contribuem para melhorar a adesão entre a resina e as partículas de carga (agentes de acoplamento) (Bowen & Marjenhoff, 1992; Vasudeva, 2009; Ferracane, 2010).

A matriz orgânica é composta, quase na sua totalidade, pelo monómero de alto peso molecular bisfenol-A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), diluído com monómeros de peso molecular relativamente mais baixo, o trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA), o uretano dimetacrilato (UDMA), etoxilato bisfenol A dimetacrilato (Bis-EMA) o etilenoglicol dimetacrilato (EGDMA). Estes monómeros reduzem a viscosidade dos compósitos e aumentam a sua dureza (García, Lozano, Vila, Escribano & Galve, 2006; Vasudeva, 2009; Ferracane, 2010; Zimmerli, Strub, Jeger, Stadler & Lussi, 2010).

Por sua vez, a fase dispersa destes materiais é composta por partículas inorgânicas que são adicionadas à matriz e à qual se encontram ligadas por um agente bifuncional, o silano, de forma a aumentar a sua resistência ao desgaste e o módulo de elasticidade, diminuir as alterações dimensionais e facilitar o seu manuseamento (Zimmerli *et al.*, 2010). Actualmente, as mais utilizadas são as partículas de silicato com base em óxidos de bário, zinco, alumínio, estrôncio, sílica coloidal e pirolítica e zircónio e podem variar no tamanho, morfologia e concentração (Rodrigues Jr. *et al.*, 2008; Scougall-Vilchis, Hotta, Hotta, Idono e Yamamoto, 2009).

As principais mudanças que ocorrem nestes materiais estão maioritariamente focadas no desenvolvimento de sistemas que reduzam a contracção de polimerização ou, talvez mais importante, reduzam o *stress* consequente da contracção de polimerização. Deste modo, as partículas inorgânicas de preenchimento vêm o seu tamanho significativamente reduzido e a sua concentração aumentada o que permite uma melhoria significativa das propriedades mecânicas destes materiais (Rodrigues Jr., Scherrer, Ferracane e Della Bona, 2008; Ferracane, 2010).

Quanto à classificação das resinas compostas, esta pode ser feita de diversas formas. No entanto, a mais comum foi proposta por Lutz e Philips (1963) e faz-se de acordo

com o tipo e tamanho das partículas que compõem a matriz resinosa, dada a grande influência que estas partículas inorgânicas têm nas propriedades físicas e mecânicas da resina. Este autor classifica as resinas compostas em macroparticuladas (0,1-100µm), microparticuladas, (0,04µm) e híbridas (partículas de diferentes tamanhos) (García *et al.*, 2006; Zimmerli *et al.*, 2010; Karabela & Sideridou, 2011).

As resinas compostas macroparticuladas estão actualmente em desuso. São compostas por partículas de quartzo com aproximadamente 50µm. São compósitos muito fortes no entanto, muito difíceis de polir (Ferracane, 2011).

As resinas compostas microparticuladas são constituídas por partículas de preenchimento com um tamanho médio de 0,01-0,05µm e foram lançadas no mercado para superar as deficiências estéticas das resinas de partículas de maior dimensão uma vez que respondem melhor ao polimento. Contudo, quando sujeitas a forças oclusais de maior intensidade mostram-se menos resistentes ao *stress* oclusal e à fractura (Karabela & Sideridou, 2011).

As resinas compostas híbridas, por outro lado, possuem propriedades estéticas aceitáveis e, uma vez que incorporam partículas inorgânicas de diferentes tamanhos (15-20µm e 0,01-0,05µm), o que permite aumentar a sua concentração e consequentemente melhorar as propriedades mecânicas da resina (Karabela & Sideridou, 2011).

As resinas compostas microhíbridas, inicialmente nomeadas de “*minifills*” (Bayen, Heymann, Edward & Swift, 1994) apresentam partículas de carga inorgânica com tamanho médio entre 0,4-1µm. A diminuição do tamanho das partículas confere a estes compósitos um polimento mais fino, bem como uma menor contracção de polimerização e menor coeficiente de expansão térmica. São considerados compósitos universais pela combinação das suas propriedades mecânicas e estéticas (Le Sage, 2007; Puckett, Fitchie, Kirk & Gamblin, 2007).

Clinicamente, dependendo das forças oclusais a que as resinas compostas estão sujeitas e ao carácter mais ou menos estético da restauração, há a necessidade de utilizar diferentes tipos de resinas. As restaurações posteriores (classes I e II de Black) requerem materiais restauradores com elevadas propriedades mecânicas, mais resistentes ao *stress* oclusal, por outro lado, as restaurações anteriores (classes III e

IV) requerem compósitos que satisfaçam as elevadas necessidades estéticas. Nesse sentido, a investigação da nanotecnologia tem-se mostrado cada vez mais útil, uma vez que as resinas compostas nanoparticuladas reúnem as excelentes propriedades mecânicas das resinas híbridas com a estética e qualidade de polimento das resinas microparticuladas (Karabela & Sideridou, 2011).

Uma vez disponíveis partículas de preenchimento de dimensões tão reduzidas (0,1-100 nm), é possível aumentar a sua concentração na matriz orgânica, o que melhora significativamente as propriedades ópticas dos compósitos, as propriedades mecânicas referidas anteriormente, diminui a contração de polimerização, o desgaste é menor e a resposta ao polimento também melhora consideravelmente, o que torna os nanocompósitos indicados tanto para restaurações anteriores como para as posteriores. (Beun, Glorieux, Devaux, Vreven & Leloup, 2007; Karabela & Sideridou, 2011).

Com a descoberta das nanopartículas, a nanotecnologia permitiu o desenvolvimento de aglomerados microscópicos e porosos destas partículas, os *nanoclusters*, que uma vez infiltrados com silano e incorporados na matriz fornecem um mecanismo de reforço adicional às resinas compostas quando comparadas com a micoparticuladas ou nanohíbridas, melhorando significativamente as suas propriedades mecânicas e subsequentemente a longevidade das restaurações (García *et al.*, 2006; Curtis *et al.*, 2009; Karabela & Sideridou, 2011).

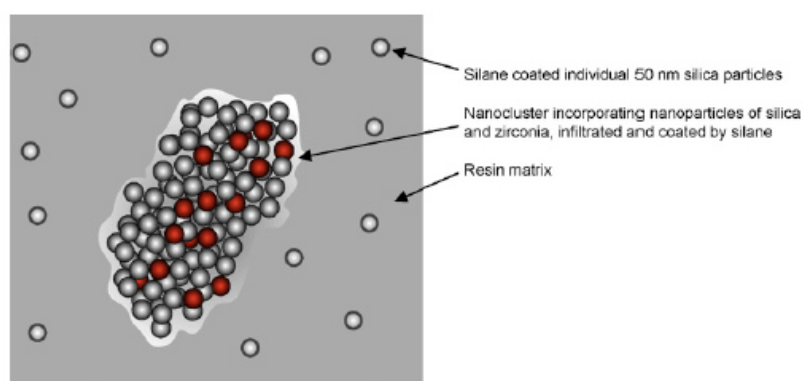


Figura 6 - Diagrama representativo dos aglomerados de zircônia/sílica e partículas individuais dispersas na matriz resinosa de uma resina composta nanoparticulada *in* Curtis *et al.*, 2009

A resina composta Filtek™ Supreme (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) é uma resina composta nanoparticulada que contém partículas de sílica e zircônia (5-20 nm), parcialmente calcinadas, de modo a criar aglomerados microporosos com o tamanho

entre 0,6-1,4 μm , infiltrados por silano previamente à sua incorporação na matriz resinosa (Curtis *et al.*, 2009)

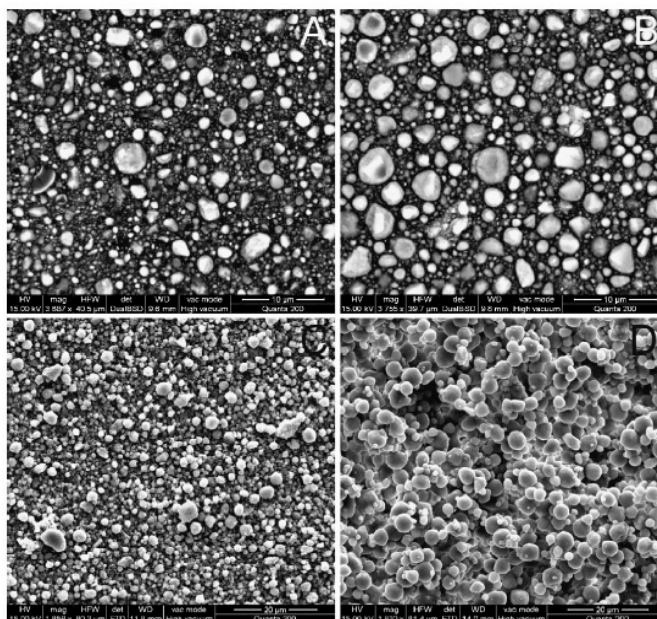


Figura 7 - Microscopia Electrónica de Varrimento da resina composta microhíbrida Filtek™ Z250 (A e C) e da resina composta nanoparticulada Filtek™ Supreme (B e D). A figura D é representativa dos aglomerados encontrados na resina nanoparticulada, *in Rodrigues Jr. et al.*, 2008

3 - Sistemas CAD/CAM

Ao nível do fabrico protético, as técnicas tradicionais de enceramento e fundição estão a ser substituídas por técnicas cada vez mais sofisticadas e rigorosas de leitura, assim como pelo desenho e fabrico assistidos por computador (Rabaço & Ramos, 2009).

O CAD/CAM foi introduzido na Medicina Dentária Restauradora por Duret e Preston em 1970, o que potenciou o desenvolvimento em grande escala de novos materiais dentários e novas tecnologias digitais. Desde essa altura muitas mudanças têm vindo a ocorrer nos consultórios e laboratórios de prótese dentária (Van Noort, 2012).

A possibilidade de transformar rápida e previsivelmente um bloco de cerâmica numa restauração indirecta e com isso melhorar as suas propriedades físicas impulsionou o desenvolvimento das técnicas de confecção controladas por computador. Este tipo de materiais e processo de fabrico garantem peças protéticas de alto valor estético,

estabilidade e ajustes marginais precisos (Martin & Jedynakiewicz, 1999; Ramos, 2009).

Encontra-se descrito na literatura dois principais processos de fabricação de restaurações indirectas: fabricação aditiva e fabricação subtrativa. O primeiro é descrito pela *American Society for Testing and Materials* (ASTM) como: “o processo de fabricação através da adição de material a partir de modelos 3D, camada sobre camada, por oposição ao processo de fabricação subtrativa.” Teve início na década de 80 e foi inicialmente utilizado na fabricação de modelos e padrões de fundição (Van Noort, 2012).

O processo de fabricação subtrativa, no qual se baseiam os sistemas CAD/CAM, utiliza um bloco do material seleccionado ao qual é subtraído material, através de brocas diamantadas do sistema, até à obtenção da peça desejada. Está demonstrado que este método reduz consideravelmente o tempo de produção global e que permite criar bons detalhes e geometrias internas complexas. Contudo apresenta desvantagens tanto ao nível da capacidade de produzir peças em massa - produz-se apenas uma de cada vez - como ainda ao nível do desperdício, pois muitas vezes o material que é desperdiçado é superior ao que é utilizado para fabricar a própria peça (Van Noort, 2012).

Os sofisticados sistemas de leitura existentes permitem transferir um modelo tridimensional para o computador, no qual se pode analisar, modificar e desenhar a futura restauração com rigor e detalhe. Actualmente, esta leitura já pode ser feita recorrendo a sistemas de *scanner* intra-orais criados para esse fim (Lava™ C.O.S. da 3M, Trios™ da 3Shape e iTero™ da Cadent). Uma vez transferida a informação para o computador, e depois de analisada e modificada através de um *software* específico (CAD), inicia-se a fase de produção. A produção é feita em unidades de fresagem, que podem ser totalmente controladas pelo computador (CAM) ou controladas manualmente (Rabaço & Ramos, 2009; Walia, 2009; Van Noort, 2012).

O sistema CEREC® (Sirona, A.G., Bensheim, Germany) utilizado na restauração de peças dentárias tendo por base a tecnologia CAD/CAM está no mercado há cerca de 24 anos. Foi desenvolvido por Mörmann em 1989, mas já em 1985 tinha sido colocada a primeira restauração, na Universidade de Zurique (Suíça). O CEREC 3D é

o sistema CAD/CAM mais desenvolvido e difundido na área da Medicina Dentária (Reiss, 2006).

Ao longo do tempo este sistema tem sofrido diversas actualizações e hoje é considerado um método de restauração sofisticado capaz de criar restaurações cerâmicas complexas e coroas de recobrimento total (Van Noort, 2012).

Martin & Jedynekiewicz (1999) referem que o desempenho clínico das restaurações fabricadas através da tecnologia CAD/CAM, tal como acontece com o sistema CEREC®, é determinado por três factores cruciais: (1) factores relacionados com o operador, como o desempenho clínico e perícia ao utilizar o sistema CEREC®, (2) limitações do próprio *hardware*, tais como, na câmara de aquisição de dados e (3) factores relacionados com o próprio *software* e com os algoritmos de *design* usados para determinar a precisão do desenho da restauração proposta (Martin & Jedynekiewicz, 1999).

Contudo, devido ao crescente avanço tecnológico, os factores relacionados com o *hardware* e *software* são cada vez menos uma limitação, não eliminando por completo os factores relacionados com o operador, que continua a depender de uma curva de aprendizagem. Tal como o próprio acabamento e cimentação das restaurações, que continuam a ser altamente dependentes da destreza do médico e que influenciam o desempenho da restauração final (Martin & Jedynekiewicz, 1999).

4 - Preparação de superfície

Uma união adequada das restaurações protéticas aos substractos dentários permite a dissipação do *stress* gerado pela função, fazendo com que o dente e a restauração funcionem como um sistema integrado. No processo de cimentação adesiva é recomendado que a superfície interna da restauração protética seja tratada de modo a otimizar a união micromecânica entre a cerâmica e os materiais à base de resina (Della Bona, 2009; Menezes *et al.*, 2009; Bacchi, Cavalcante, Schneider & Consani, 2010; Kansu & Gökdeniz, 2011).

A penetração dos monómeros resinosos na dentina desmineralizada e a sua polimerização promove uma adesão micromecânica através da formação de uma

camada híbrida. O princípio deste processo de retenção pode ser reproduzido de forma semelhante na superfície da peça de cerâmica ou de resina composta através do uso de diferentes tratamentos de superfície (Soares, Soares, Pereira & Fonseca, 2005).

De um modo geral, o tratamento de superfície dos materiais dentários é a forma pela qual a sua energia de superfície pode ser aumentada, melhorando com isso todo o processo de adesão. O tratamento de superfície cria também microporosidades que permitem a infiltração de silanos e cimentos resinosos (Bacchi *et al.*, 2010; Lung & Matinlinna, 2012).

Dependendo do material restaurador, este facto poderá ser baseado no processo de adesão micromecânica através do jactamento com óxidos e asperização de superfície com lixas e brocas diamantadas ou numa adesão química conferida pelo condicionamento da superfície com ácidos seguido da aplicação de um agente de ligação, o silano, ou mesmo pela modificação estrutura interna da peça (Soares *et al.*, 2005; Kansu & Gökdeniz, 2011).

4.1 – Ácido Hidrofluorídrico

O condicionamento da superfície das cerâmicas feldspáticas com ácido hidrofluorídrico (HF) seguido da aplicação de silano é também amplamente descrito na literatura devido aos resultados significativos no processo de união das cerâmicas vítreas aos cimentos resinoso e à estrutura dentária (Michida *et al.*, 2003; Özcan, 2003; Pegoraro *et al.*, 2007; Alex, 2008; Özcan *et al.*, 2009).

O HF é um ácido inorgânico capaz de condicionar a superfície vítrea, sendo mais efectivo nas cerâmicas com alto conteúdo em sílica. Contrariamente ao esperado, é considerado um ácido relativamente fraco do ponto de vista químico, devido à baixa probabilidade de dissociação dos iões H^+ e F^- . No entanto, não significa que seja considerado um ácido inofensivo. Pelo contrario, devido ao seu baixo potencial de dissociação tem a capacidade de penetrar rapidamente os tecidos e, por este motivo, o seu uso intra e extra-oral deve ser acompanhado de medidas de protecção adicionais (Alex, 2008; Özcan, Allahbeickaraghi & Dündar, 2012).

Numerosos factores, tais como, o tempo de condicionamento, a concentração do produto, o método de fabricação da peça de cerâmica e o próprio tipo de cerâmica (conteúdo cristalino e morfologia/disposição dos cristais) determinam a morfologia do padrão de condicionamento e consequentemente a força de adesão às resinas compostas (Peumans, Van Meerbeeck, Lambrechts & Vanherle, 2000).

O HF dissolve parcialmente a matriz vítrea da cerâmica feldspática ao reagir com a sílica presente na superfície, formando hexofluorsilicatos que são removidos durante o processo de lavagem, criando irregularidades na superfície essenciais à cimentação. A superfície fica com um padrão característico semelhante a “favos-de-mel” (Özcan, 2003; Kiyani, Silveira, Aranha & Eduardo, 2007; Alex, 2008; Özcan *et al.*, 2009; Menezes *et al.*, 2009).

Condicionar a superfície interna das cerâmicas com HF cria um padrão superficial retentivo caracterizado por uma micro-estrutura amorfa com numerosas microporosidades (Figura 8). Estes microporos aumentam a área superficial de adesão e favorecem a ligação micromecânica com as partículas de resina (Peumans *et al.*, 2000).

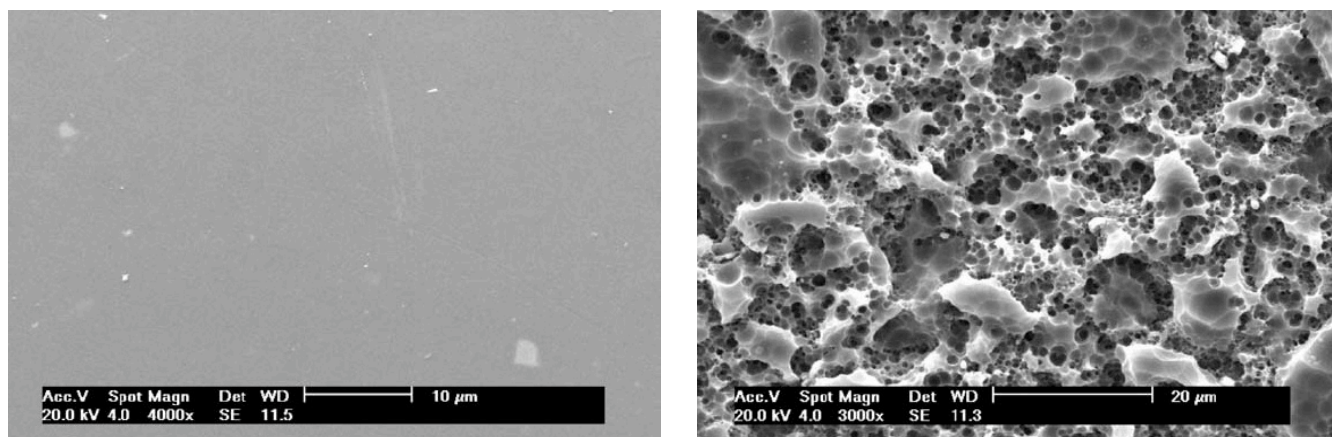


Figura 8 - Microscopia Electrónica de Varrimento de uma cerâmica feldspática sem condicionamento (esq.) e condicionada com HF a 10%, durante 20 seg (dir). A superfície condicionada mostra uma micro-estrutura amorfa com numerosas porosidades *in Butze., et al., 2011*

O efeito do condicionamento com ácido hidrofúorídrico depende da quantidade, tamanho e tipo de partículas inorgânicas presentes na composição da cerâmica (Campos *et al.*, 2005)

Há divergências quanto à sua concentração e tempo de aplicação. Inicialmente, eram utilizadas altas concentrações associadas a um longo tempo de aplicação, no entanto, Calamia (1983) propôs uma utilização de 20 minutos a 7,5% e obteve uma superfície semelhante à do esmalte dentário condicionado. Desde então pôde observar-se na literatura uma tendência em diminuir a concentração e o tempo de aplicação clínica do ácido. Deste modo, a sua aplicação em Medicina Dentária está restrita a um intervalo de concentrações entre 4% e 10% que, juntamente com o tempo de condicionamento, varia e depende do fabricante e do tipo de cerâmica em que é aplicado (Varjão, Schalch, Fonseca & Adabo, 2004; Garone, Russo & Netto, 2006; Alex, 2008).

A limpeza da cerâmica condicionada com álcool a 95%, acetona ou água destilada está indicada para remover as partículas de ácido residuais e dissolver os detritos da superfície. Uma limpeza inadequada da superfície pode deixar sais remineralizados que podem ser observados como depósitos brancos que preenchem as microporosidades essenciais ao processo de adesão (Peumans *et al.*, 2000).

Em relação às resinas compostas, alguns estudos revelam ineficácia do HF no condicionamento das resinas compostas uma vez que ataca as partículas de vidro dos compósitos, podendo resultar na dissolução total de todas as partículas de carga expostas, e consequentemente prejudicar a acção do silano ao eliminar o substracto passível de união química. Como resultado, a estabilidade da interface matriz orgânica/partículas de carga gerada pelo silano fica alterada, o que pode acelerar a degradação hidrolítica da resina (Masioli, Pimentel, Louro & Masioli, 2006; Sobreira *et al.*, 2008; Bacchi *et al.*, 2010; Özcan *et al.*, 2012).

Contudo, ao analisar os efeitos deste ácido sobre as resinas compostas, alguns autores concluíram que este reage melhor em resinas macroparticuladas comparativamente às resinas microparticuladas e que o seu efeito pode ser agravado em compósitos nanoparticulados, devido ao tamanho das partículas inorgânicas (Rodrigues Jr., Ferracane & Della Bona, 2009; Badini *et al.*, 2009).

4.2 – Óxido de Alumínio

A utilização de partículas abrasivas na preparação cavitária foi descrita pela primeira vez por Black em 1945, no jactamento do esmalte/dentina e na formação da camada

híbrida. Mais tarde, esta técnica foi alargada aos materiais restauradores. Tal como o condicionamento com ácido hidrofluorídrico, seguido ou não da aplicação de um silano, também o jacteamiento com partículas abrasivas está descrito na literatura como sendo um meio efectivo no tratamento da superfície das cerâmicas previamente à sua cimentação (D'Arcangelo & Vanini, 2007; Chinelatti, Amaral, Borsatto, Palma-Dibb & Corona, 2007).

A superfície de algumas cerâmicas não é susceptível de ser modificada pelo condicionamento com ácido hidrofluorídrico, sendo consideradas ácido-resistentes. Isto deve-se ao facto da sua constituição sofrer um aumento do conteúdo cristalino e uma diminuição da matriz vítrea, com baixo conteúdo em sílica. Deste modo, o tratamento de superfície através do jacteamiento com partículas abrasivas mostra-se efectivo, não só nas cerâmicas convencionais, como também é uma mais valia na preparação superficial das restaurações cerâmicas com alto conteúdo em alumina e zircónio (Soares *et al.*, 2005; Kiyan, Silveira, Aranha & Eduardo, 2007; Menezes *et al.*, 2009; Vanderlei, Passos, Özcan, Bottino & Valandro, 2013).

O jacteamiento da superfície com partículas de óxido de alumínio consiste na aplicação sob pressão de partículas abrasivas, durante alguns segundos, sobre a superfície a ser aderida. Esta técnica aumenta a área superficial e promove a formação de retenções micromecânicas, diminuindo a tensão superficial através da formação de uma camada irregular nas cerâmicas e resinas compostas. Além disso, promove a limpeza do substrato, ao remover a camada superficial contaminada (Özcan, 2003; Valandro *et al.*, 2006).

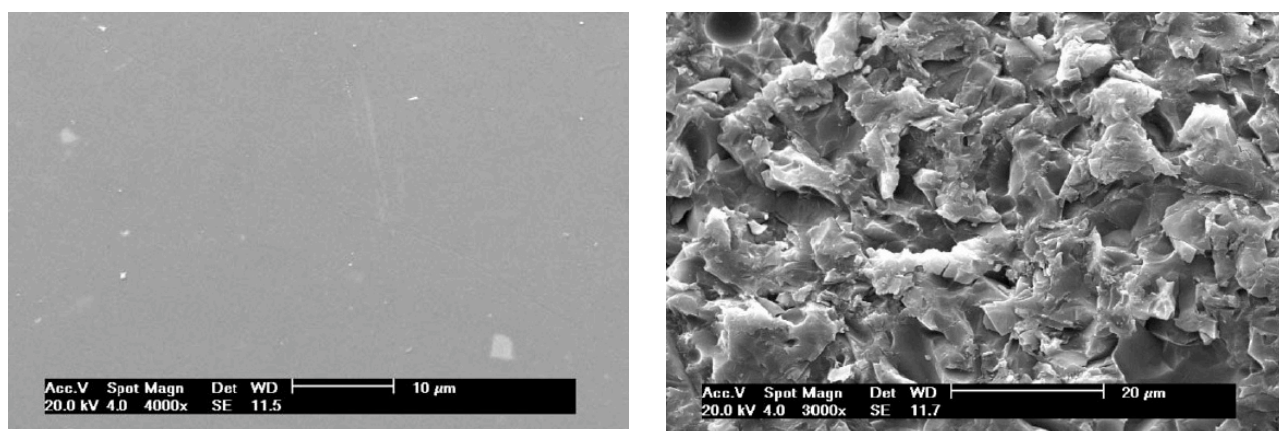


Figura 9 - Microscopia Electrónica de Varrimento de uma cerâmica feldspática não jacteada (esq.) e jacteada com partículas de óxido de alumínio de 50 µm, durante 5 seg, 5 mm de distância (dir). A superfície jacteada mostra um padrão superficial em forma de cunha *in Butze., et al., 2011*

Por outro lado, e embora tenha vindo a ser investigado, não há consenso em relação ao melhor tratamento de superfície das restaurações de resina composta no sentido de melhorar as suas propriedades adesivas. No entanto, num estudo sobre o efeito do tratamento de superfície nas propriedades adesivas de restaurações indirectas de resina composta, D’Arcangelo e Vanini (2007) concluíram que jactear a superfície com partículas de óxido de alumínio ($\leq 50 \mu\text{m}$) provou ser a abordagem mais efectiva no aumento das forças adesivas no processo de cimentação de restaurações indirectas.

Factores como o tamanho das partículas, distância do aparelho ao substrato, pressão do sistema bem como o tempo de tratamento podem influenciar os resultados, apesar de não haver descrito na literatura um protocolo padronizado, pois o limitado conhecimento existente não elucida se a retenção micromecânica provocada por partículas maiores ou menores aumenta a resistência adesiva às cerâmicas. No entanto, as alterações físicas que ocorrem na superfície destes materiais são mais facilmente alcançadas usando partículas de óxido de alumínio com tamanho médio entre 20-50 μm de tamanho, 2,8 bar de pressão, durante 5-10 segundos, entre 5 a 8 mm de distância (Özcan, 2003; Kiyani *et al.*, 2007; Chinelatti *et al.*, 2007; Attia, 2010; Yang & Kern, 2010; Ferreira da Costa *et al.*, 2012).

A silicatização da superfície através de sistemas como o Rocatec™ ou CoJet™ (3M, ESPE), primariamente desenvolvidos para peças metálicas, tornou-se necessária também no tratamento de superfície das cerâmicas ácido-resistentes com alto teor em alumina e zircónio e com baixo teor em sílica. Actualmente é também muito útil no tratamento superficial de restaurações indirectas de resina composta. Estes sistemas baseiam-se na deposição de partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica, normalmente com 30 μm de tamanho, que podem ir até aos 110 μm . A pressão e temperatura geradas durante o processo criam depressões na superfície e impregnam as paredes da restauração de sílica tornando-as mais receptivas ao silano, aumentando o potencial adesivo destes materiais (Figura 10) (Özcan, 2003; Della Bona, Borba, Benetti & Cecchetti, 2007; Özcan *et al.*, 2009; Attia, 2010) (Figura 10).

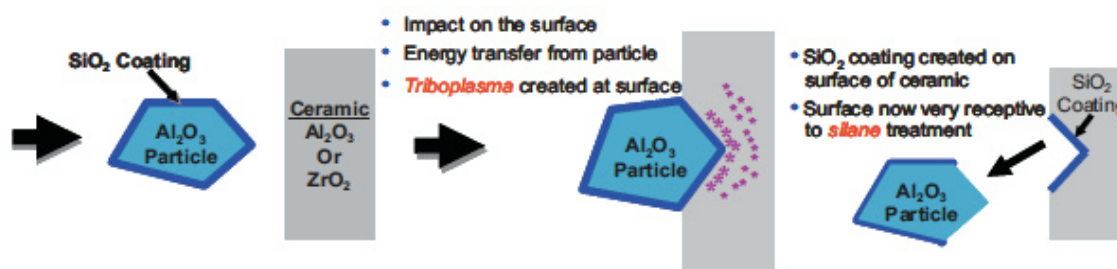


Figura 10 - Esquema representativo do processo de silicatização da superfície *in* Thompson *et al.*, 2011

4.3-Silanização

Os silanos têm sido amplamente usados na Medicina Dentária a par do desenvolvimento das resinas compostas, dos sistemas de reparação de cerâmicas e na adesão de cerâmicas e compósitos à estrutura dentária (Lung & Matinlinna, 2012).

O estabelecimento de uma forte ligação química entre as cerâmicas e as resinas compostas pode ser alcançada através do tratamento da superfície com agentes de ligação, os silanos, geralmente com a seguinte fórmula $R-Si-(OR')_3$ (Hooshmand *et al.*, 2004).

Os silanos são monómeros bifuncionais que contêm dois grupos reactivos capazes de reagir e aderir a variados materiais orgânicos e inorgânicos. Os grupos funcionais hidrolisáveis (R') reagem com os grupos hidroxil presentes na superfície dos substratos inorgânicos (ex: cerâmicas) através da formação de grupos silanol ($Si-OH$), enquanto que os grupos organofuncionais (R) copolimerizam com a porção orgânica dos cimentos resinosos ou adesivos (Pegoraro *et al.*, 2007; Lung & Matinlinna, 2012).

A silanização da superfície do material cria uma camada de óxidos sobre as partículas de carga, especialmente as de sílica, facilitando a sua união ao sistema adesivo através de ligações covalentes (Figura 11). Aumenta a molhabilidade das superfícies ao torná-las hidrofóbicas e, conseqüentemente, a capacidade de escoamento do sistema adesivo nas irregularidades da superfície. Além disso, acredita-se que, a superfície ao tornar-se hidrofóbica diminui a possibilidade de hidrólise do adesivo (Matinlinna, Lassila,

Özcan, Yli-Urpo & Vallittu, 2004; Della Bona, Shen & Anusavice, 2004; Raposo *et al.*, 2009; Bacchi *et al.*, 2010).

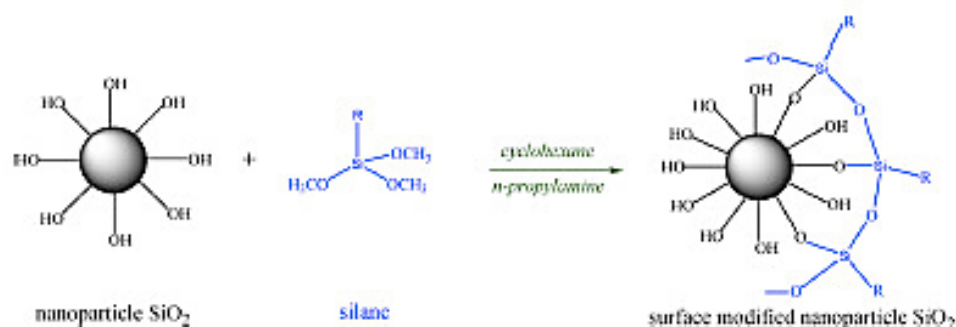


Figura 11- Diagrama representativo da reacção que ocorre entre as partículas de sílica da superfície da cerâmica e as moléculas de silano *in* Karabela & Sideridou, 2011

O silano mais comumente usado nas aplicações dentárias é o γ -MPTS (γ -metacriloxipropiltrimetoxisilano). A sua escolha é baseada na compatibilidade do seu grupo metacrilato comos dimetacrilatos usados nas resinas compostas (Hooshmand *et al.*, 2004).

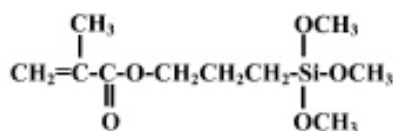


Figura 12 - Estrutura química do γ -MPTS (γ -metacriloxipropiltrimetoxisilano) *in* Hossmand *et al.*, 2004

Os *primers* de silano podem apresentar-se num frasco único pré-hidrolizados (RelyX™ Ceramic Primer (3M ESPE), Porcelain Primer (Bisco)) ou em formulações de dois ou três frascos distintos que são misturados imediatamente antes da sua aplicação dando início à reacção de hidrólise (agentes de ligação e activadores acidulados em separado) (Silano, Dentsply). Nos sistemas pré-hidrolizados, o silano é aplicado em separado ou encontra-se incluído no sistema adesivo aplicando-se num só passo (Özcan & Vallittu., 2003; Pegoraro *et al.*, 2007; Raposo *et al.*, 2009).

As soluções pré-hidrolizadas são constituídas por uma molécula de silano, um ácido fraco e alto conteúdo de solventes, normalmente o etanol. Para se tornar efectivo, o

silano precisa de ser hidrolisado pelo ácido e, uma vez hidrolisado, tem um tempo de uso limitado e a sua acção diminui progressivamente (Hooshmand *et al.*, 2004; Pegoraro *et al.*, 2007).

A efectividade do silano pré-hidrolisado torna-se imprevisível se não houver consciência do momento exacto em que ocorreu a sua activação. Por esse motivo, pode ser preferível a apresentação em dois frascos. Este sistema consiste num frasco que contém silano não hidrolisado numa solução alcoólica e noutro contendo ácido acético em solução. As duas soluções são misturadas de modo a permitir a hidrólise do silano antes de ser aplicado (Pegoraro *et al.*, 2007; Lung & Matinlinna, 2012).

Quando o silano entra em contacto com a superfície da cerâmica preparada forma-se uma camada interfásica constituída por três estruturas diferentes. As duas camadas mais externas são, normalmente, removidas pelos solventes orgânicos ou água à temperatura ambiente. Junto à superfície vítrea é formada uma terceira camada, regular e hidroliticamente estável, que adere covalentemente às partículas de sílica presentes na superfície da cerâmica. Apenas esta última camada é necessária à adesão (Hooshmand, Van Noort & Keshvad, 2002; Pegoraro *et al.*, 2007; Lung & Matinlinna, 2012; Vanderlei *et al.*, 2013).

Os grupos alcoxi (R') do silano reagem com a superfície hidrolizada das cerâmicas de alto conteúdo em sílica através de ligações covalentes, estando por isso comprovada a sua eficácia no processo de adesão a estes materiais (Chen & Suh, 2012).

Por outro lado, a adesão promovida pelos silanos aos materiais restauradores com baixo teor em sílica, tais como a alumina, a zircónia e as ligas metálicas, é significativamente inferior. Desta forma, a superfície destes materiais deve ser pré-tratada, através de sistemas de silicatização, de forma a assegurar uma superfície rica em sílica e mais favorável à adesão (Chen & Suh, 2012; Lung & Matinlinna, 2012).

5 – Cimentação

5.1 - Adesivos

A introdução e o desenvolvimento dos sistemas adesivos permitiu preparações dentárias mais conservadoras e deu início à Dentisteria Restauradora Moderna (Perdigão & Geraldeli, 2003).

Com a introdução da técnica do condicionamento ácido ao esmalte, em 1955, por Buonocore, a adesão a este tecido dentário tornou-se bem sucedida e, a partir desse momento, a evolução dos sistemas adesivos tornou-se exponencial. A retenção micromecânica dos monómeros no interior das microporosidades do esmalte deixadas pelo ácido foi considerada a chave do sucesso e durabilidade das restaurações adesivas. Um processo semelhante de penetração dos monómeros nos espaços existentes entre as fibras de colagénio passou a ser descrito como sendo a chave do mecanismo de adesão à dentina. Contudo, esta adesão é menos previsível devido à humidade dos túbulos dentinários e à composição maioritariamente orgânica da dentina (Perdigão & Geraldeli, 2003).

A adesão ao esmalte e à dentina pode ser considerada como um processo de troca no qual os minerais removidos dos tecidos dentários são substituídos por monómeros de resina que penetram nas porosidades criadas na superfície através de retenções micromecânicas (Peumans *et al.*, 2005).

Os actuais sistemas adesivos interagem com o substracto esmalte/dentina duas maneiras diferentes e é através dessa interacção que são classificados em sistemas adesivos *etch and rinse* ou sistemas *self-etch*. Os primeiros removem a *smear layer*, que não é mais do que uma camada de detritos resultante da instrumentação manual ou mecânica do dente, enquanto que os adesivos *self-etch* mantêm-na como substracto para a adesão. A diferença principal entre as duas abordagens é a utilização preliminar de um ácido para condicionamento da superfície e a sua remoção através da lavagem (Perdigão *et al.*, 2003; Breschi *et al.*, 2008).

A *smear layer* actua como uma barreira física que deve ser dissolvida ou tornada porosa de modo a que os monómeros do sistema adesivo consigam penetrar através das fibrilhas de colagénio (Perdigão, 2007).

Podem ainda ser classificados quanto ao número de passos clínicos. Como tal, os adesivos *etch and rinse* podem ser de três ou dois passos dependendo se o *primer* e o adesivo se encontram separados ou combinados num frasco único, respectivamente. Da mesma forma, os adesivos *self-etch* podem ser de dois ou um passos consoante o *primer* ácido se encontra separado do adesivo ou em combinação com ele numa aplicação única (Breschi *et al.*, 2008).

Seguindo uma abordagem *etch and rinse*, a superfície dentária é condicionada com ácido ortofosfórico com concentrações eficazes entre 30 a 40%, seguido de lavagem e secagem. Após o condicionamento, é aplicado um *primer* e, por fim, um adesivo, resultando na convencional aplicação de três passos. No caso do esmalte, formam-se *resin tags* constituídos por resina polimerizada *in situ* juntamente com os cristais de hidroxiapatite. Na dentina, o mecanismo de adesão está dependente da formação de uma camada híbrida, isto é, depende da hibridação das fibras de colagénio expostas pelo ácido com a resina adesiva. Esta técnica de três passos é considerada por muitos autores como a mais eficaz na adesão ao esmalte (Peumans *et al.*, 2005; Chinelatti *et al.*, 2007).

No caso dos adesivos *etch and rinse* de dois passos, a técnica combina o *primer* com a resina adesiva num único frasco, conhecida como técnica *etch and rinse* simplificada. Contudo, nenhuma das duas técnicas descritas dispensa o condicionamento ácido inicial (Peumans *et al.*, 2005).

Relativamente ao tempo de actuação do ácido ortofosfórico na superfície do esmalte, vários estudos demonstraram que 15 segundos de condicionamento ácido produz uma superfície irregular semelhante à conseguida com 60 segundos definida originalmente (Barkmeier, Shaffer & Gwinnett, 1986).

A maior parte das falhas que ocorrem no processo de adesão têm como principal causa a discrepância existente entre a área de tecido dentário desmineralizado e a área infiltrada pelo agente de união (Oliveira, 2010).

Na tentativa de ultrapassar certas limitações dos sistemas adesivos *etch and rinse* surgiram os sistemas auto-condicionantes que, ao possuírem monómeros funcionais acidulados (MDP) na sua constituição, geralmente ésteres de ácido ortofosfórico com

um pH superior, anulam o passo de condicionamento ácido da superfície em separado (Perdigão & Geraldini, 2003; Oliveira, 2010).

A incorporação de *primers* acídicos na sua formulação permite a dissolução da camada de detritos, desmineralização dos tecidos subjacentes e a infiltração do adesivo em simultâneo e exactamente à mesma profundidade, num único passo clínico o que reduz o intervalo existente entre as camadas, uma vez que a *smear layer* fica incorporada na interface de união (Oliveira, 2010; Duarte, Sartori, Sadan & Phark, 2011).

Os adesivos auto-condicionantes para além de virem simplificar a técnica de condicionamento ácido total, reduzindo o tempo clínico da restauração, têm mostrado menor sensibilidade pós-operatória uma vez que não removem a camada de *smear layer* na sua totalidade. Os *smear plugs* (detritos existentes no interior dos túbulos dentinários) não são removidos previamente à aplicação do adesivo que, ao incorporar a camada de detritos na interface adesiva asseguram a continuidade entre a superfície e os monómeros de resina adesiva (Pashley & Tay, 2001; Cavalcante, Schneider, Silva, Bedran-Russo & Pimenta, 2009; Coelho *et al.*, 2012).

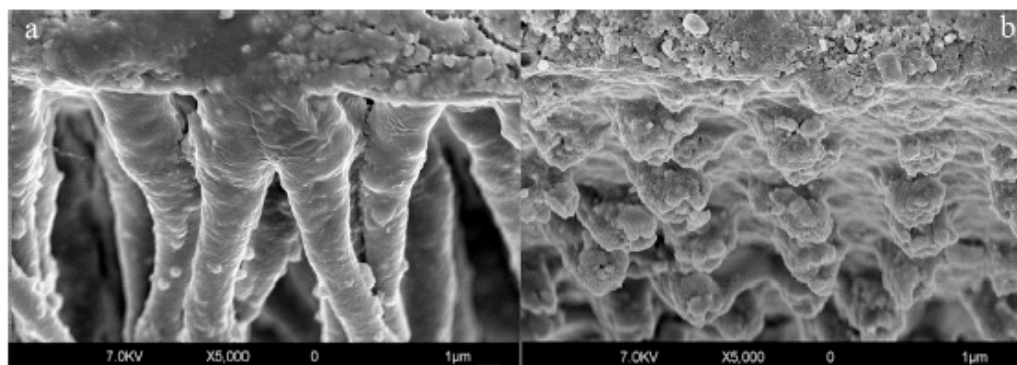


Figura 13 - Microscopia Electrónica de Varrimento de um sistema adesivo *etch and rinse* (a) e *self-etch* (b). *Tags* de resina claramente evidentes nos sistemas *etch-and-rinse* (a) uma vez que a resina se infiltrou nos túbulos dentinários previamente condicionados pelo ácido. Os sistemas adesivos autocondicionantes revelam uma morfologia mais homogénea desprovida de tags de resina tão longos (b) in Breschi *et al.*, 2008

Os adesivos autocondicionantes podem ser aplicados num único passo ou em dois passos clínicos. Ambas as formulações dispensam o condicionamento ácido, lavagem e secagem. No entanto, um adesivo auto-condicionante de dois passos requer uma camada de adesivo entre o *primer* ácido e o material restaurador. São classificados como *self-etching primers* e tendem a ser menos acidificados (pH entre 1 e 2,5). Já no caso do sistema *self-etch* de um passo ou *all-in-one*, o primer acidulado e o adesivo encontram-se num só frasco e são aplicados em simultâneo. Estes adesivos são classificados como *self-etching adhesives* e, de um modo geral, apresentam um pH inferior a 1 (Perdigão & Geraldini, 2003; Van Meerbeek *et al.*, 2003; Peumans *et al.*, 2005; Oliveira 2010; Coelho *et al.*, 2012).

Os sistemas *self-etch* podem ainda ser classificados consoante o grau de acidez em fortes (pH<1), moderados (pH=1,5) e fracos (pH>2). Os adesivos *self-etch* fortes têm um pH muito baixo e por isso possuem uma profundidade de desmineralização maior, semelhante à produzida pelos sistemas *etch and rinse*. Os adesivos *self-etch* moderados e fracos apenas desmineralizam parcialmente a superfície dentinária resultando numa quantidade significativa de hidroxiapatite na camada híbrida. O cálcio disponível estabelece uma ligação química entre a hidroxiapatite e os monómeros da resina adesiva e este mecanismo pode eventualmente prolongar a longevidade da restauração (Pashley & Tay, 2001; Van Meerbeek *et al.*, 2003; Peumans *et al.*, 2005; Duarte *et al.*, 2012).

O bom desempenho dos sistemas adesivos passa, não só pela simplificação da técnica, como também pela optimização das suas propriedades em detrimento das suas limitações (Fróis *et al.*, 2012).

5.2 - Cimentos de Resina

Os cimentos resinosos são cada vez mais usados para a cimentação de cerâmicas, metais ou restaurações indirectas de resina composta devido às suas excelentes propriedades mecânicas, boa adesão e à sua estética melhorada quando comparados com os cimentos convencionais de fosfato de zinco e ionómero de vidro. Têm a capacidade de aderir tanto à superfície dentária como à restauração quando

combinados com adesivos dentários, e têm demonstrado menores valores de dissolução quando expostos ao meio oral (Chung, Yiu, King, Hiraishi & Tay, 2009).

Comparativamente a outros agentes de cimentação, como o cimento de fosfato de zinco e o cimento de ionómero de vidro, os cimentos resinosos demonstraram propriedades mecânicas superiores e maior capacidade retentiva aos tecidos dentários (Perdigão, 2007).

A escolha de um cimento de resina requer o conhecimento das características dos materiais a cimentar bem como da maneira como se comportam individualmente e integrados num sistema restaurador. Estudos longitudinais têm mostrado alguma degradação marginal nas restaurações devido ao desgaste dos cimentos resinosos ao longo do tempo. Cimentos com alto conteúdo em partículas inorgânicas sofrem menor desgaste, factor que pode facilitar a escolha dos clínicos (Santos Jr., Santos & Rizkalla, 2009; Manso *et al.*, 2011).

De um modo geral, podemos dividir os cimentos de resina em duas categorias principais: os cimentos resinosos convencionais, que necessitam de um agente de união para aderir à estrutura dentária e cimentos auto-adesivos, que não requerem um protocolo adesivo em separado para aderir ao substrato dentário. Estes últimos foram introduzidos recentemente no mercado como uma alternativa mais simples aos cimentos resinosos de vários passos (Duarte *et al.*, 2011; Manso *et al.*, 2011).

Os cimentos de resina convencionais são compostos por uma mistura de monómeros de metacrilato (Bis-GMA, UDMA, HEMA, glicerol fosfato dimetacrilato (GPDM), TEGDMA, entre outros), partículas inorgânicas (60-70% peso) e um iniciador da polimerização. É também possível adicionar sílica ou oligómeros de alto peso molecular para melhorar o seu manuseamento. A sua adesão à estrutura dentária depende do uso concomitante de adesivos *etch and rinse* ou adesivos *self-etch*. Inicialmente surgiram numa versão pó-líquido e actualmente já são comercializados em versão pasta-pasta, cápsula e sistema auto-mistura (Ferracane *et al.*, 2010; Manso *et al.*, 2011).

Por sua vez, os cimentos de resina auto-adesivos não necessitam que a superfície dentária seja pré-tratada com um agente adesivo, o que torna mais atractiva a sua aplicação clínica. A acidez deste cimento é suficientemente forte para promover por si

só a hibridação da estrutura dentinária. Numa fase fluida, os grupos acídicos dos monómeros dissolvem a *smear layer* permitindo a penetração do cimento nos túbulos dentinários e consequentemente a formação de uma boa camada híbrida (Manso *et al.*, 2011).

A preparação de uma superfície dentinária hidrofílica para a aplicação de um cimento resinoso hidrofóbico é uma técnica sensível o que torna a adesão de um cimento resinoso à estrutura dentária um desafio (Chung *et al.*, 2009).

Quando se pretende cimentar restaurações indirectas em cerâmica ou resina composta, a associação de novos sistemas adesivos aos cimentos resinosos proporcionou um aumento significativo de força de adesão à estrutura dentária (Perdigão, 2007).

Os cimentos de resina auto-adesivos produzem forças de adesão ao esmalte inferiores quando comparados com os cimentos de resina convencionais contudo, são superiores quando comparadas com os cimentos de ionómero de vidro. (Pegoraro *et al.*, 2007; Manso *et al.*, 2011).

Para além desta classificação, Lambrechts e seus colaboradores (1991) classificaram os cimentos quanto ao tipo de carga (macroparticulados, microparticulados ou híbridos), viscosidade (leve, médio, pesado) e processo de polimerização (fotopolimerizáveis, autopolimerizáveis ou dual).

Ao relacionar a viscosidade do cimento com o desempenho clínico das restaurações cimentadas podemos definir que os cimentos de viscosidade leve são, no geral, indicados para restaurações que se encontram perfeitamente adaptadas ao dente preparado enquanto que, os de viscosidade média e pesada são utilizados nos caso em que se verificam alguma desadaptação, porém clinicamente aceitável, tendo como objectivo evitar o aparecimento de fendas marginais que podem pôr em causa a longevidade das restaurações (Badini, Tavares, Guerra, Dias & Vieira, 2008).

Quanto ao tamanho das partículas, é aceite que os cimentos microparticulados possuem uma menor quantidade de carga inorgânica em detrimento de uma maior quantidade de matriz resinosa, consequentemente a sua dureza diminui drasticamente e sofrem maior desgaste, contrariamente ao que acontece com os cimentos híbridos ou macroparticulados, que possuem maior resistência ao desgaste (Badini *et al.*, 2008).

Na cimentação de restaurações indirectas, opta-se pela utilização de cimentos híbridos, não apenas pela sua dureza como também por sofrerem menor contracção de polimerização graças à sua menor quantidade de matriz resinosa evitando a formação de fendas e infiltração marginal. (Badini *et al.*, 2008).

Tendo em conta o processo de polimerização dos cimentos, estes podem ser classificados em autopolimerizáveis (polimerização química através da acção de um catalisador, o péroxido de benzoil, sobre as aminas terciárias), fotopolimerizáveis (polimerização física através da acção da luz sobre os fotoiniciadores presentes na matriz, as canforoquinonas) e de dupla polimerização (processo físico e químico) (Manso *et al.*, 2011).

Os cimentos fotopolimerizáveis são, actualmente, os menos utilizados uma vez que a sua polimerização depende exclusivamente da sua exposição à luz tendo por isso o seu uso limitado a restaurações cuja coloração, opacidade e espessura permitam a passagem da luz do fotopolimerizador através das suas paredes, até alcançar o cimento. Estão, deste modo, limitados à cimentação de facetas e *inlays* pouco profundos (Pegoraro *et al.*, 2007; Badini *et al.*, 2008; Manso *et al.*, 2011).

Por sua vez, os cimentos de dupla polimerização são cada vez mais utilizados uma vez que a sua polimerização ocorre por duas vias, química e física que, apesar de ocorrerem em simultâneo, são independentes. Após fotopolimerização do cimento, este adquire uma certa dureza que será completada pela sua activação química que decorre até um mês após cimentação. Estes cimentos não prescindem do uso do fotopolimerizador visto estar demonstrado que se o cimento *dual* não for fotopolimerizado ocorrerá subpolimerização e consequentemente reacções pulpares indesejáveis, para além de reduzir até 50% a resitistência adesiva da restauração (Pameijer & Stanley, 1992; Badini *et al.*, 2008).

Após um estudo sobre cimentos resinosos de dupla polimerização, Prakki e Carvalho (2001) concluíram que, em comparação com os cimentos foto ou autopolimerizáveis, os cimentos resinosos de dupla polimerização apresentam vantagens no que diz respeito ao tempo de trabalho, que é maior, apresentam melhores propriedades mecânicas e menos *stress* relacionado com a contracção de polimerização, uma vez que a sua polimerização permanece activa durante mais tempo. Para além disso, têm indicação para a maioria das restaurações já que a sua dupla polimerização permite

ser usado em restaurações que dificultem a passagem da luz. Nestas situações, a energia luminosa que atravessa a restauração é suficiente para iniciar o processo de polimerização no entanto, é necessário um catalisador autopolimerizável para alcançar a polimerização máxima (Prakki & Carvalho, 2001).

O desempenho clínico dos cimentos à base de resina dependem da qualidade da hibridação da dentina e do grau de polimerização do sistema adesivo e do cimento na interface adesiva (Chung *et al.*, 2009).

RelyX™ Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany) é um cimento resinoso de dupla polimerização desenvolvido para responder às necessidades específicas da cimentação adesiva. Segundo o fabricante, o melhor desempenho clínico deste cimento é conseguido quando combinado com o adesivo Scotchbond™ Universal (3M, ESPE) podendo ser utilizado com uma técnica adesiva de condicionamento ácido total, auto-condicionamento ou condicionamento selectivo do esmalte.

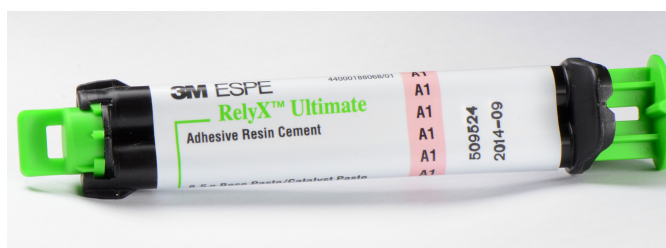


Figura 14 - Cimento resinoso RelyX™ Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany)

Actualmente é comercializado em duas pastas, num sistema de auto-mistura. É constituído por uma pasta base que contém monómeros de metacrilato, iniciadores da polimerização, estabilizadores, opacificadores e partículas silanizadas e por uma pasta catalisadora composta igualmente por metacrilatos, opacificadores alcalinos, iniciadores, estabilizadores mas também por pigmentos, corantes fluorescentes e um activador para o Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany).

Está indicado para a cimentação adesiva de *inlays*, *onlays*, coroas, pontes e facetas de cerâmica ou resina composta, cimentação de coroas metálicas, de cerâmica ou de resina composta aos abutments dos implantes e cimentação de espigões (3M ESPE, Seefeld, Germany).

II - Objectivo

O objectivo deste estudo é:

Avaliar a influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência adesiva (μ TBS) entre um novo material restaurador nano cerâmico/resina (Lava Ultimate) e um cimento resinoso.

III - Hipóteses de estudo

Hipótese Nula:

Diferentes métodos de tratamento de superfície da Lava™ Ultimate (3M ESPE) não afectam as forças de adesão estabelecidas entre a nano cerâmica/resina e o cimento resinoso.

Hipótese Alternativa:

Diferentes métodos de tratamento de superfície da Lava™ Ultimate (3M ESPE) afectam as forças de adesão estabelecidas entre a nano cerâmica/resina e o cimento resinoso.

IV – Materiais e métodos

Dezasseis blocos da nano cerâmica/resina Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA), na cor A3, foram seccionados em amostras de 6 mm de espessura e divididas aleatoriamente em três grupos principais (n=12) consoante o método de corte:

G1) Micrótomo digital: os blocos foram colados a bases acrílicas e seccionados através de corte com lâmina diamantada a baixa velocidade (Isomet 1000, Buehler Ltd), constantemente irrigada com água.

G2) Micrótomo digital + jactamento com partículas de óxido de alumínio (50 µm): os blocos foram colados a bases acrílicas e seccionados através de corte com lâmina diamantada a baixa velocidade (Isomet 1000, Buehler Ltd), constantemente irrigada com água e, posteriormente, a superfície foi jactada com partículas de óxido de alumínio (tamanho 50µm, 2 bar pressão) durante 10 segundos, a 5 mm de distância.

G3) Sistema CEREC® (Sirona, A.G., Bensheim, Germany): As amostras foram fresadas pelo sistema CEREC®, através da tecnologia CAD/CAM, utilizando as brocas diamantadas do sistema.

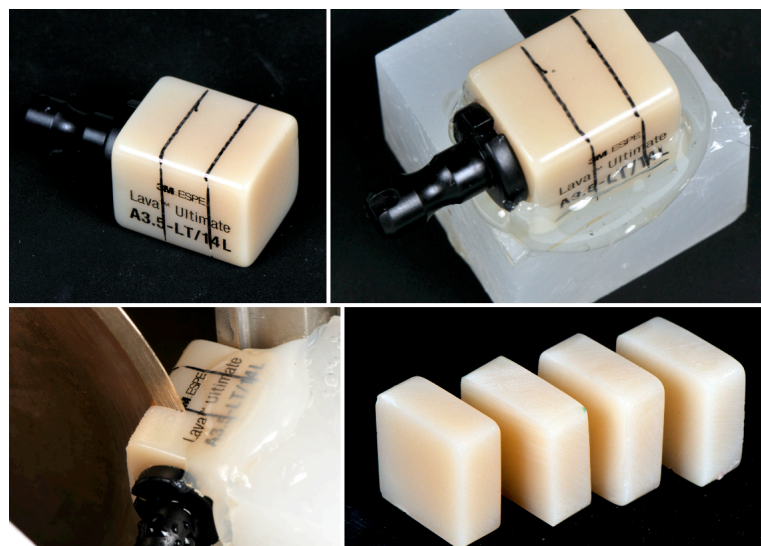


Figura 15 - Esquema de corte dos blocos de Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) através do microtomo digital

Posteriormente, todas as amostras foram sujeitas a um passo de contaminação salivar submersas numa solução de saliva artificial a 37°C, durante cinco minutos, com o objectivo de simular o procedimento clínico de *try-in* (Figura 16).

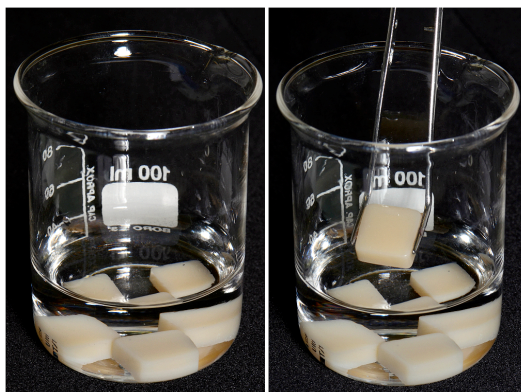


Figura 16 - Contaminação com saliva artificial durante 5 minutos

Dentro de cada grupo principal, as amostras foram novamente distribuídas em três sub-grupos (n=4) consoante o tratamento de superfície aplicado. Assim:

S1: Limpar com álcool e secar com jacto de ar;

S2: Jacteamento com partículas de óxido de alumínio (50µm), a 2 bar de pressão, durante 10 segundos, a 5 mm de distância, limpar com álcool e secar com jacto de ar (Ferreira da Costa *et al.*, 2012);

S3: Condicionamento com ácido hidrofluorídrico em gel, a 9%, durante 30 segundos, lavar com água e secar com jacto de ar (Kansu & Gökdeniz, 2011);

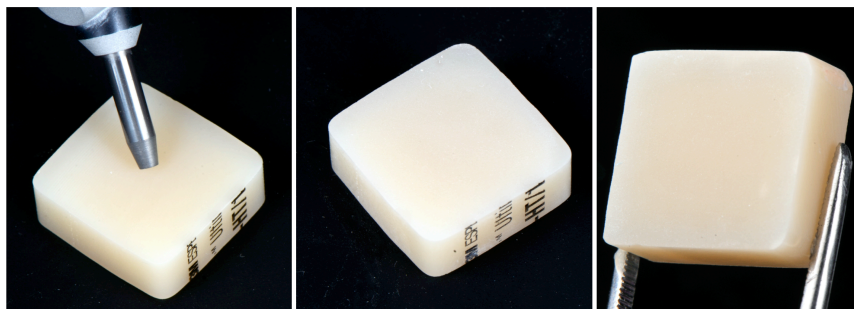


Figura 17- Jacteamento da superfície com partículas de óxido de alumínio (50µm) e aspecto macroscópico da superfície da amostra jacteada

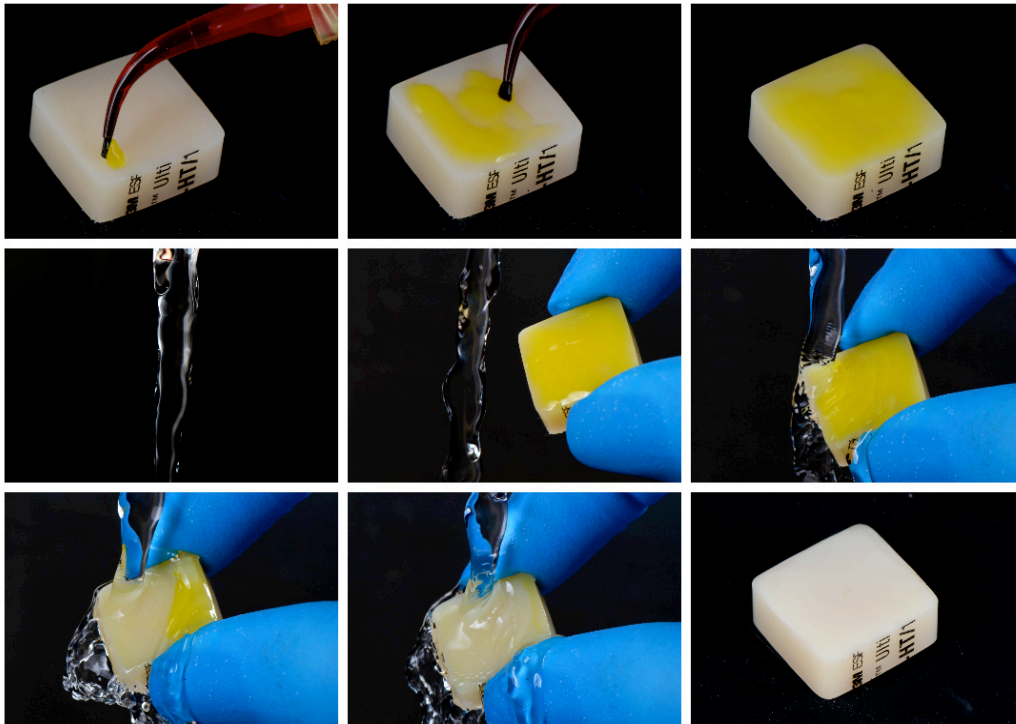


Figura 18 - Sequência de aplicação do ácido hidrofluorídrico a 9% na superfície da Lava™ Ultimate, lavagem e aspecto macroscópico da superfície da amostra condicionada



Figura 19 - Ácido hidrofluorídrico a 9% Ultradent® Porcelain Etch (Ultradent Products, Inc., Utah, USA)

Em simultâneo, foram confeccionados trinta e dois blocos em resina composta Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) na cor A1 body (Figura 20), através de um molde de silicone previamente confeccionado (14x14x6mm) (Figura 21).



Figura 20 - Resina Composta Filtek™ Supreme (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)

Os blocos foram fotopolimerizados em três incrementos, cada um com de 2 mm de espessura, com fotopolimerizador S10 (1000 mW/cm²) (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) durante 40 segundos. O último incremento foi coberto e comprimido com uma folha de acetato de forma a obter uma superfície lisa. Com a folha de acetato *in situ*, a camada foi fotopolimerizada durante 40 segundos. Cada amostra foi removida do molde e os restantes quatro lados fotopolimerizados durante 20 segundos. Por fim, a superfície do topo foi regularizada e polida com um disco de lixa SiC de granulação 600 (Buehler, Bluff, IL, USA) sob água corrente durante 60 segundos (Loomans *et al.*, 2011).

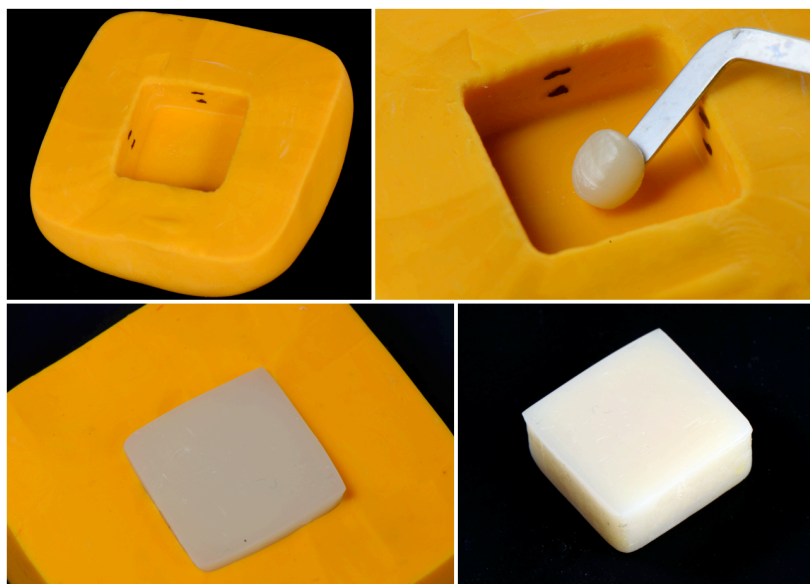


Figura 21 - Molde de silicone e esquema de confecção dos blocos em resina composta

Foi feita a aplicação do sistema adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany) em todas as amostras de Lava™ Ultimate e blocos de resina composta, espalhando-o pela superfície das amostras durante 20 segundos, seguida de jacto de ar durante 5 segundos até deixar de haver movimento do líquido pela superfície, segundo as instruções do fabricante (Figura 22).

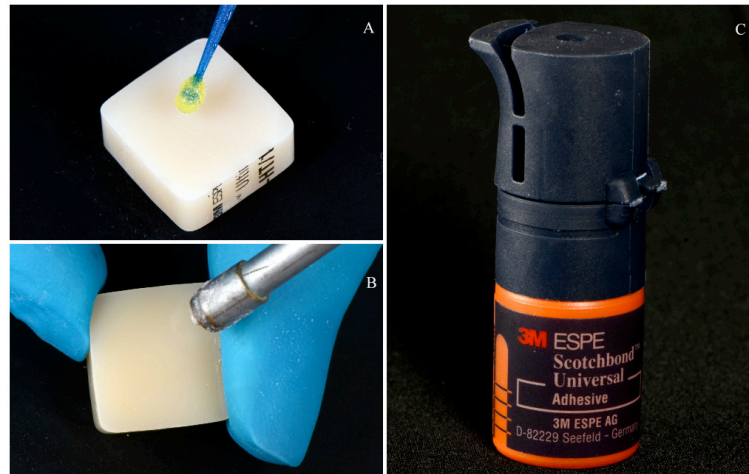


Figura 22 - Protocolo de aplicação do adesivo Scotchbond™ Universal. (A) aplicação do adesivo na superfície durante 20 segundos; (B) Jacto de ar durante 5 segundos; (C) Adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany)

As amostras da nano cerâmica/resina tratadas foram cimentadas às de resina composta através do cimento resinoso RelyX™ Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany), com uma pressão constante e vertical de aproximadamente 750g e fotopolimerizadas durante 20 segundos, por cada lado (Figura 23) (Attia, Lehmann & Kern, 2011).

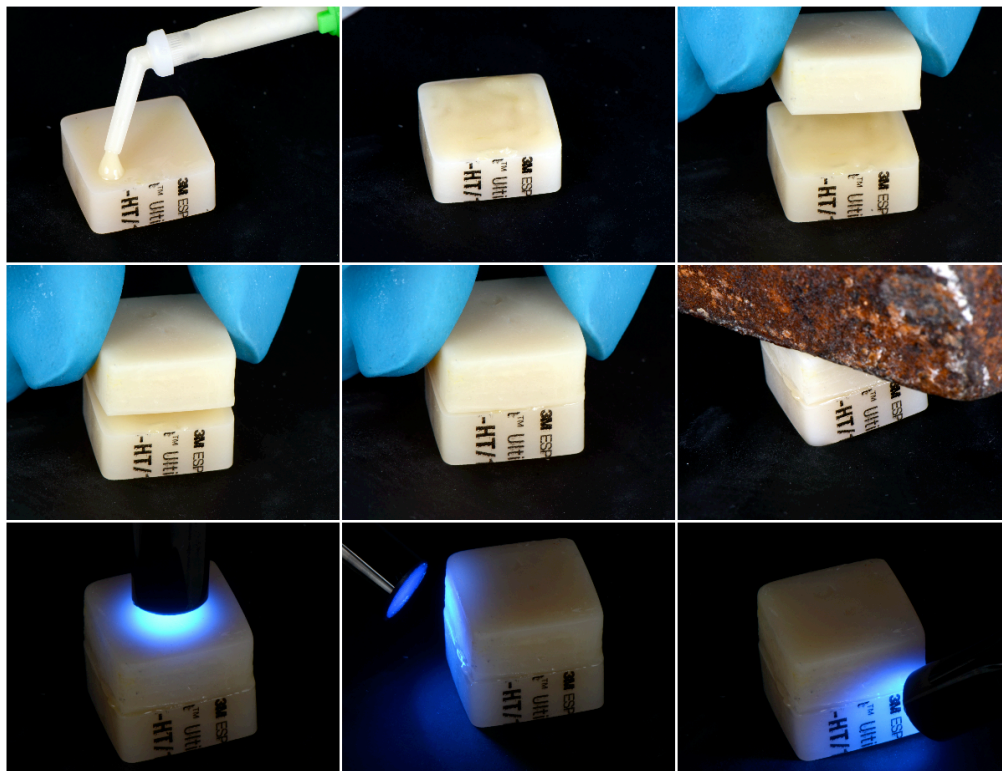


Figura 23 – Esquematização do processo de cimentação das amostras de Lava™ Ultimate

Posteriormente, as amostras cimentadas foram novamente coladas a bases acrílicas e seccionadas, a baixa rotação com lâmina diamantada (Acuttom-50, Struers A/SBallerup, Denmark) irrigada com água corrente, em duas partes de forma a obter dois sub-grupos, o grupo controlo (GC) e o grupo cujas amostras foram submetidas aos testes de fadiga térmica (GT).



Figura 24 - Esquema de corte dos blocos cimentados

Para o grupo controlo, as amostras foram armazenadas em água destilada, em recipientes fechados, numa estufa a 37°C, durante 24 horas. Para o grupo termociclado, as amostras devidamente acondicionadas e individualizadas foram sujeitas a 10.000 ciclos térmicos, em imersões cíclicas em água destilada a 5° e 55° ± 2°C, durante 30 segundos cada, com intervalo de 5 segundos entre cada banho (Cavalcante *et al.*, 2009).



Figura 25 - Máquina de termociclagem, laboratório de biomateriais do ISCSEM

As amostras foram seccionadas nas direcções “X” e “Y”, com uma lâmina diamantada (Acuttom-50, Struers A/SBallerup, Denmark) a baixa velocidade irrigada por água corrente, de forma a obter palitos com uma secção transversal de $1\pm0,2\text{ mm}^2$.



Figura 26 - Máquina de corte Acuttom-50 (Struers A/SBallerup, Denmark), laboratório de biomateriais do ISCSEM

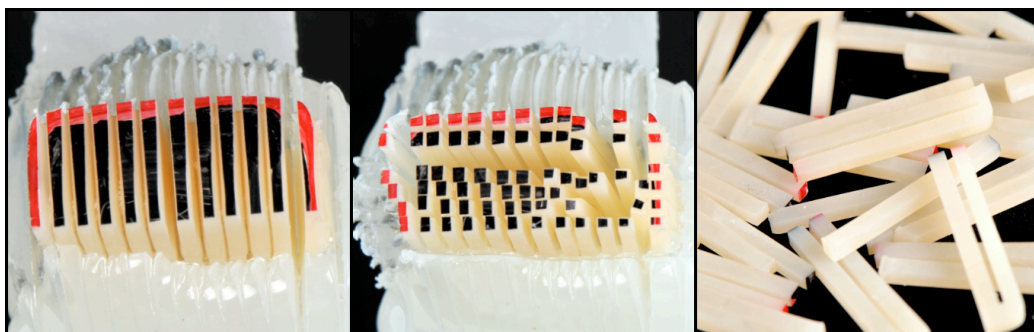


Figura 27 - Esquema de corte de palitos com uma secção transversal de $1\pm0,2\text{ mm}^2$

Cada palito foi colado individualmente a um jig de Geraldi com uma cola à base de cianometacrilato (Zapit[®]) e testado sob tensão até ocorrer fractura, a uma velocidade de 1 mm/min numa máquina de testes universal (AG – IS 50 kN, Shimadzu, Kyoto, Japão).

A área dos palitos foi calculada através das medições do comprimento e largura de cada palito na zona de fractura, com uma craveira digital Storm[™] (Central Tools Inc., Cranston, USA). As forças de adesão (μTBS) são expressas em MPa como resultado da divisão da força aplicada no momento da fractura (N) pela área da superfície aderida (mm^2) (Özcan *et al.*, 2009).



Figura 28 - Palito fixo a um jig de Geraldeli (esq.) para teste de microtração através da cola à base de cianometacrilato (Zapit®) (dir.)

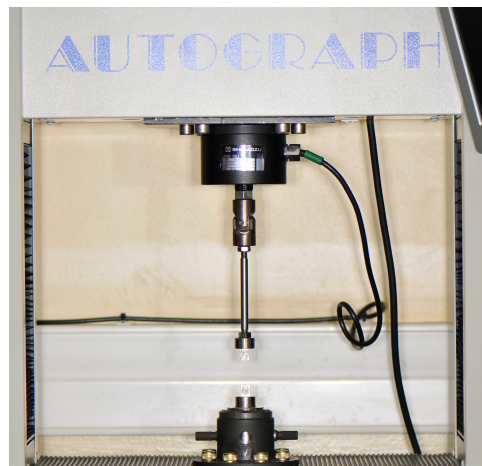


Figura 29 - Máquina de testes Universal AG – IS 50 kN (Shimadzu, Kyoto, Japão), laboratório de biomateriais do ISCSEM

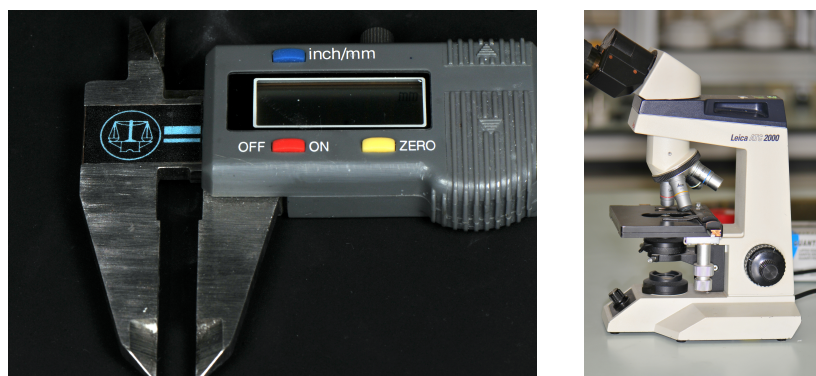


Figura 30 - Craveira digital Storm™ (Central Tools Inc., Cranston, USA) (esq.) e microscópio óptico Leica ATC (Reichert Inc., Buffalo, NY, USA), laboratório de morfologia do ISCSEM (dir.)

A fractura foi analisada sob um microscópio óptico com ampliação de 20x (Leica ATC 2000, Reichert Inc, Buffalo, NY, USA) e classificada de acordo com o local onde ocorreu, em: Fractura Adesiva (se ocorreu na interface adesiva), Fractura Coesiva na resina composta ou na Lava™ Ultimate (se ocorreu exclusivamente na resina composta ou na Lava™ Ultimate, respectivamente) e Fractura Mista (se ocorreu na interface adesiva e Lava™ Ultimate e/ou resina composta) (Loomans *et al.*, 2011)



Figura 31 - Fractura Coesiva na resina composta (L: Lava™ Ultimate; R: resina composta; A: interface adesiva)

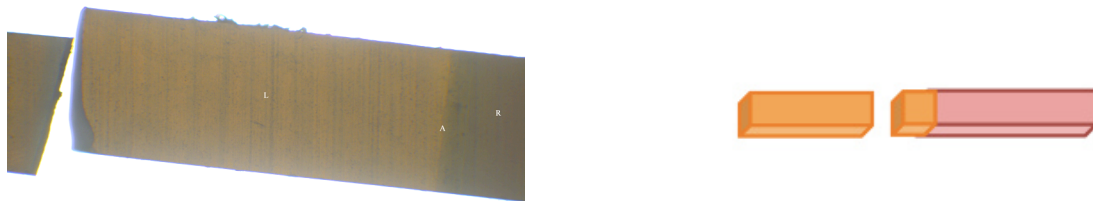


Figura 32 - Fractura Coesiva na Lava™ Ultimate (L: Lava™ Ultimate; R: resina composta; A: interface adesiva)

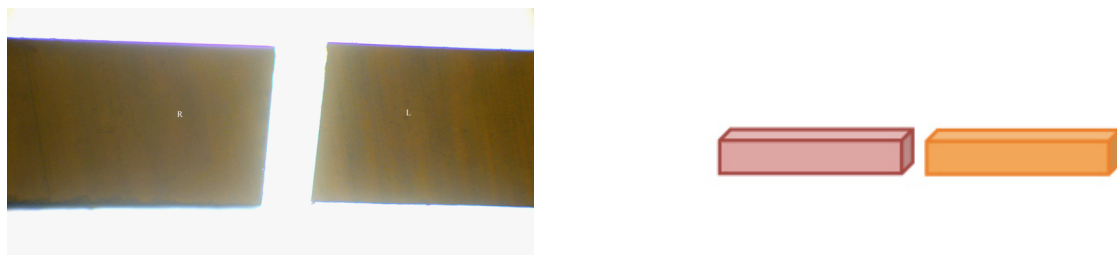


Figura 33 - Fractura Adesiva (L: Lava™ Ultimate; R: resina composta)

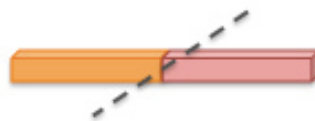


Figura 34 - Fractura Mista

Grupo	1	2	3	4	5	6	7	8
Lava™ Ultimate (substrato)	Corte no micrótopo digital G1			Corte no micrótopo digital + jacteamto com óxido de alumínio (50µm), 2bar, 10 segundos, 5 mm distância G2		Fresado pelo sistema CEREC® G3		
Limpeza após fresagem	Limpar com álcool e secar com jacto de ar durante 3 segundos							
Contaminação	Saliva Artificial durante 5 minutos (Simulação do try-in)							
Preparação de superfície pré-adesão	Limpar com álcool, secar ar G1S1	Jacteamto com Óxido de Alumínio 50µm, 2bar, 10 segundos, 5mm de distância G1S2	HF 9%, 30 seg. (Ultradent Porcelain etch), lavar com água, secar com jacto de ar G1S3	Limpar com álcool, secar ar G2S1	HF 9%, 30 seg. (Ultradent Porcelain etch), lavar com água, secar com jacto de ar G2S2	Limpar com álcool, secar ar G3S1	Jacteamto com óxido de alumínio 50µm, 2bar, 10 segundos, 5mm de distância G3S2	HF 9%, 30 seg. (Ultradent Porcelain etch), lavar com água, secar com jacto de ar G3S3
Sistema adesivo	ScotchBond™ Universal, 20 segundos, jacto de ar durante 5 segundos							
Cimentação	Cimento resinoso RelyX™ Ultimate Fotopolimerizar 20 segundos cada lado							
Teste de resistência adesiva	1) Teste imediato (estufa 37°C) 2) Teste após termociclagem (10.000 ciclos)							

Tabela 2 – Protocolo laboratorial esquematizado

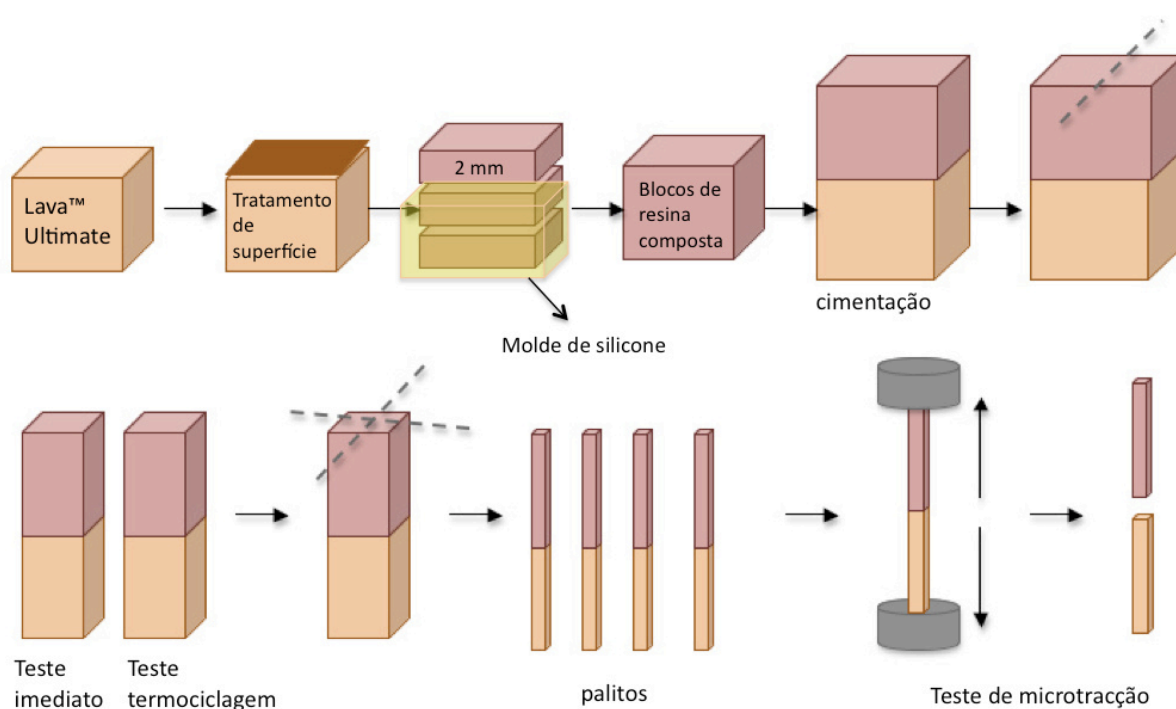


Figura 35 - Esquema representativo do procedimento laboratorial (adaptado in Loomans *et al.*, 2011)

Material	Composição	Lote	Validade
Cerâmica			
Lava™ Ultimate (3M ESPE, Minnesota, USA) A3 HT 14/L	Silica nanomers of 20 nm, zirconia nanomers of 4 to 11 nm, silane coupling agent, zirconia-silica nanocluster particle with 20 nm silica particles and 4 to 11 nm zirconia particles	N374010	2017-04
Adesivo			
Scotchbond™ Universal Adhesive (3M ESPE, Seefeld, Germany)	MDP Phosphate Monomer, Dimethacrylate resins, HEMA, Vitrebond™ Copolymer, Filler, Ethanol, Water, Initiators, Silane	461711	2013-11
Resina Composta			
Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative, A1 Body Shade (3M ESPE, Minnesota, USA)	Bis-GMA, TEGDMA, PEGDMA, bis-EMA, 20 nm silica filler, 4 to 11 nm zirconia filler, cluster filler (20 nm silica and 4 to 11 nm zirconia particles).	N506571	2015-11
Cimento			
RelyX™ Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany)	Base Paste: Methacrylate monomers, Radiopaque, silanated fillers, initiator components, Stabilizers, Rheological additives. Catalyst Paste: Methacrylate monomers, Radiopaque alkaline fillers, initiator components, Stabilizers, Pigments, Rheological additives, Fluorescence dye, Dark cure activator for Scotchbond Universal adhesive	510134	2014-09
Ácido Hidrofluorídrico			
Ultradent® Porcelain Etch (Ultradent Products, Inc., Utah USA)	Hydrofluoric acid 9%	B7WYF	2015-12

Tabela 3 – Composição dos materiais utilizados

Análise estatística

Fixou-se como referência para aceitar ou rejeitar a hipótese nula um nível de significância (α) $\leq 0,05$. Para testar as diferenças na resistência adesiva entre os grupos controlo e termociclado usou-se o teste t de Student uma vez que se compara dois grupos e a variável dependente é de tipo quantitativo. Para comparar a diferença na resistência adesiva entre os grupos, dentro do grupo controlo, e depois no grupo termociclado usou-se o teste Anova One-Way pois faz-se a comparação em mais de dois grupos e a variável dependente é de tipo quantitativo. Os pressupostos destes testes, nomeadamente o pressuposto de normalidade de distribuição e o pressuposto de homogeneidade de variâncias foram analisados com os testes de Kolmogorov-Smirnov e teste de Levene. Nas situações em que a dimensão da amostra era superior a 30 aceitou-se a normalidade de distribuição de acordo com o teorema do limite central. Nas situações em que, na Anova, o pressuposto de homogeneidade de variâncias não se encontrava satisfeito usou-se a Anova com correcção de Welch.

Para testar a relação entre as fracturas e os grupos usou-se o teste de independência do Qui-quadrado pois estamos a relacionar duas variáveis de tipo qualitativo. As diferenças foram analisadas com o apoio dos resíduos ajustados estandardizados.

A análise estatística foi efectuada com o SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 20.0 para Windows.

V- Resultados

1. Comparação Grupo Controlo (GC) versus Grupo Termociclado (GT)

Foram encontradas as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

	Controlo		Termociclagem		Sig.
	M	Dp	M	Dp	
G1S1	67,50	14,42	59,86	15,32	,001*
G1S2	83,82	15,61	79,45	17,00	,098
G1S3	91,00	14,52	88,13	18,28	,263
G2S1	85,17	16,18	86,85	14,90	,499
G2S2	91,12	17,77	89,74	13,40	,580
G3S1	68,63	19,04	79,86	10,61	,001*
G3S2	86,14	18,40	86,05	20,07	,977
G3S3	94,12	14,93	94,85	12,82	,941

* $p \leq 0,05$

Tabela 4 – Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre o Grupo Controlo e o Grupo Termociclado: Média (M) e Desvio-padrão (Dp)

No grupo **G1S1**, corte com micrótopo digital e superfície limpa com álcool, o valor da resistência adesiva é mais elevado no grupo controlo e mais baixo no grupo sujeito a ciclagem térmica (67,50 *versus* 59,86 MPa), sendo a diferença estatisticamente significativa $t(180) = 3,458$, $p = 0,001$ (Tabela 4).

No grupo **G3S1**, fresado pelo sistema CEREC® e superfície limpa com álcool, o valor da resistência adesiva é mais elevado no grupo sujeito a ciclagem térmica e mais baixo no grupo controlo (79,86 vs 68,63 MPa), sendo a diferença estatisticamente significativa $t(113,343) = -4,516$, $p = 0,001$ (Tabela 4).

Nos restantes grupos, a diferença dos valores da resistência adesiva entre o grupo controlo e o grupo termociclado não é estatisticamente significativa ($p \geq 0,05$).

Nos gráficos 1 e 2 pode ser observada a distribuição por grupo dos valores médios de resistência adesiva e respectivo desvio-padrão (gráfico 2).

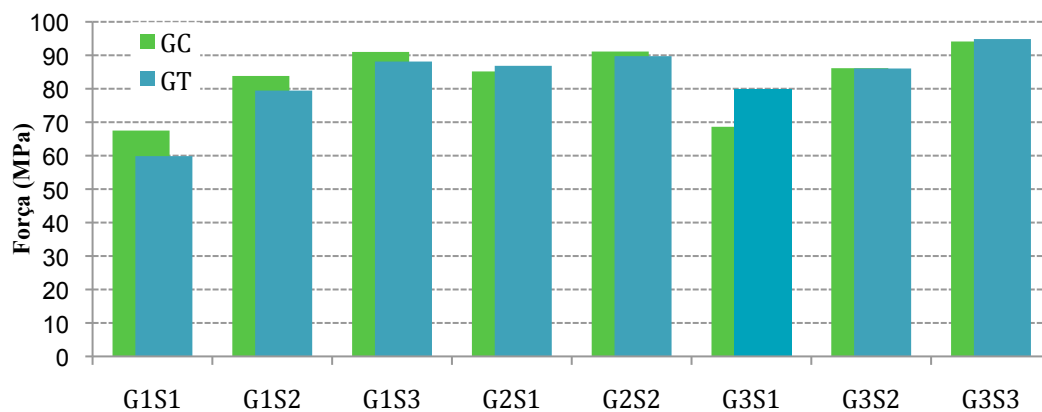


Gráfico 1 – Valores médios de resistência adesiva (MPa) – Grupo controle (GC) versus Grupo Termociclado (GT)

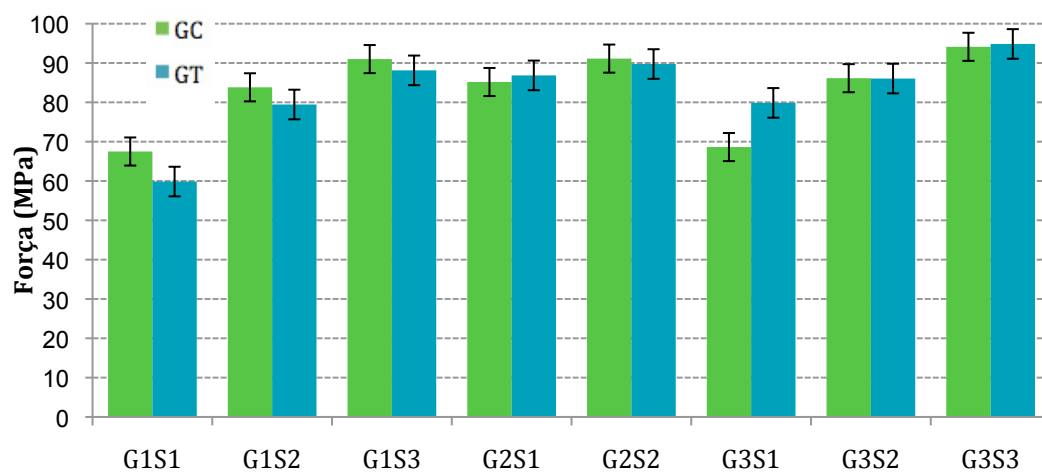


Gráfico 2 – Valores médios de resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão – GC versus GT

2. Comparação de tratamentos de superfície no Grupo Controle (GC)

Foram encontradas as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

	Estatística	gl1	gl2	Sig.
Welch	35,634	7	282,684	,001 *

* $p \leq 0,05$

Tabela 5 – Anova de Welch (Grupo Controle)

Nos grupos controle, a diferença da resistência adesiva varia significativamente em função do tratamento de superfície, $F(7, 282,684) = 35,634$, $p = 0,001$. A análise do teste de comparação múltipla *a posteriori* de *Tukey* indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre o grupo G3S3 e os grupos G3S2, G2S1, G1S2, G3S1 e G1S1, sendo que os primeiros apresentam maior resistência adesiva (94,12 *versus* 86,13 85,16 83,82 68,62 e 67,49 MPa, respectivamente) ($p=0,03$, $p=0,01$, $p=0,002$, $p=0,000$, $p=0,000$).

As diferenças entre os grupos G3S1 e G1S1 e os grupos G2S2, G1S3, G3S2, G2S1, G1S2 também são estatisticamente significativas (68,62 e 67,49 *versus* 91,12, 91, 86,14, 85,17 e 83,82 MPa) ($p=0,000$).

Material	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
G1S1	99	67,49		
G3S1	75	68,62		
G1S2	77		83,82	
G2S1	76		85,16	
G3S2	91		86,13	
G1S3	95		90,99	90,99
G2S2	83		91,11	91,11
G3S3	83			94,12
Sig.		1,000	,076	,921

Tabela 6 – Teste de comparação múltipla de *Tukey*: Grupo Controle

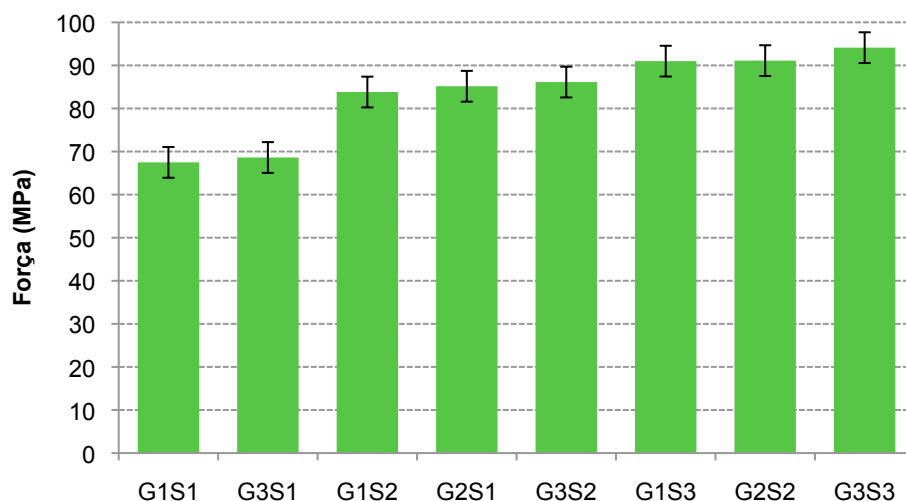


Gráfico 3 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão – Grupo Controlo

3. Comparação de tratamentos de superfície no Grupo Termociclado

Foram encontradas as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

	Estatística	gl1	gl2	Sig.
Welch	42,377	7	269,318	,001 *

* $p \leq 0,05$

Tabela 7 – Anova de Welch (Grupo Termociclado)

Nos grupos sujeitos a termociclagem, a diferença da resistência adesiva varia significativamente em função do tipo de tratamento de superfície, $F(7, 282,684) = 35,634$, $p = 0,001$. A análise do teste de comparação múltipla *a posteriori* de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre o grupo G1S1 e os restantes sendo a resistência menor nesse grupo. As diferenças entre o grupo G3S3 e os grupos G2S1, G3S2, G3S1, G1S2 e G1S1 também são estatisticamente significativas (94,85 *versus* 86,85, 86,05, 79,86, 79,45 e 59,86 MPa) ($p=0,026$, $p=0,009$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$).

As diferenças entre os grupos G2S2 e G1S3 e os grupos G3S1, G1S2 e G1S1 também são estatisticamente significativas (89,74 e 88,13 versus 79,86, 79,45 e 59,86 MPa) ($p=0,018$ e $p=0,002$; $p=0,012$ e $p=0,001$; $p=0,000$).

Material	N	Subset for alpha = 0.05			
		1	2	3	4
G1S1	83	59,86			
G1S2	78		79,45		
G3S1	83		79,86		
G3S2	81		86,05	86,05	
G2S1	81		86,84	86,84	
G1S3	78			88,13	88,13
G2S2	76			89,74	89,74
G3S3	80				94,84
Sig.		1,000	,055	,808	,116

Tabela 8 – Teste de comparação múltipla de *Tukey*: Grupo Termociclado

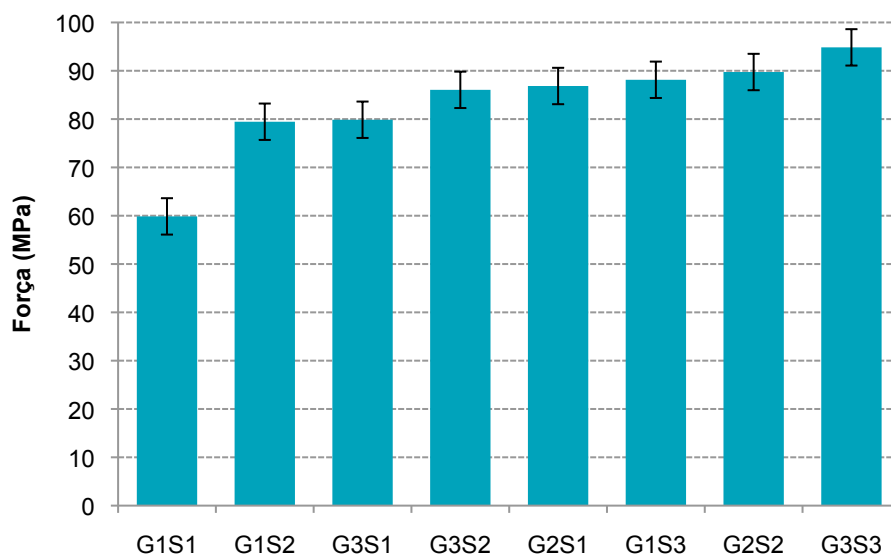


Gráfico 4 – Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão: Grupo Termociclado

4. Análise de fractura

	Valor	Gl	Sig.
Pearson Chi-Square	11,337 ^a	2	,003*
Likelihood Ratio	11,694	2	,003
N of Valid Cases	1315		

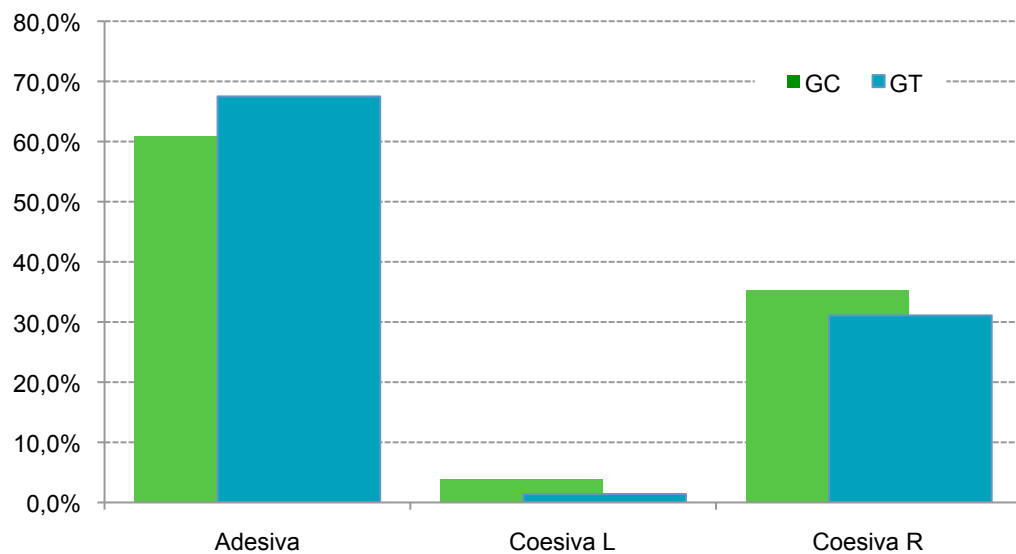
* $p \leq 0,05$

Tabela 9 – Teste de Qui-Quadrado

A relação entre o tipo de fractura e o grupo é estatisticamente significativa, $\chi^2(2) = 11,337$, $p = 0,003$. Em relação ao tipo de fracturas, predominam as fracturas do tipo Adesiva tanto no grupo controlo como no grupo sujeito a termociclagem (60,9% e 67,5%) (Tabela 10).

Fractura		Grupo		Total
		Controlo	Termociclagem	
Adesiva	Frequência	411	432	843
	% na Fractura	48,8	51,2	100,0
	% no Grupo	60,9	67,5	64,1
	% no total	31,3	32,9	64,1
Coesiva L	Frequência	26	9	35
	% na Fractura	74,3	25,7	100,0
	% no Grupo	3,9	1,4	2,7
	% no total	2,0	0,7	2,7
Coesiva R	Frequência	238	199	437
	% na Fractura	54,5	45,5	100,0
	% no Grupo	35,3	31,1	33,2
	% no total	18,1	15,1	33,2
Total	Frequência	675	640	1315
	% na Fractura	51,3	48,7	100,0
	% no Grupo	100,0	100,0	100,0
	% no total	51,3	48,7	100,0

Tabela 10 – Análise do tipo de fractura: Grupo Controlo versus Grupo Termociclado

Gráfico 5 – Análise do tipo de fractura: Grupo Controlo (GC) *versus* Grupo Termociclado (GT)

G1S1

A relação entre o tipo de fractura e o grupo é estatisticamente significativa, $\chi^2(1) = 4,848$, $p = 0,028$. Há uma proporção mais elevada de fracturas de tipo Adesiva no grupo de termociclagem em relação ao grupo controlo (92,8% *versus* 81,6%) e de fracturas de tipo Coesiva R no grupo controlo em relação ao grupo termociclado (18,4% *versus* 7,2%).

	Valor	Gl	Sig.
Pearson Chi-Square	4,848	1	,028*
Continuity Correction	3,927	1	,048
Likelihood Ratio	5,092	1	,024
Fisher's Exact Test			,030
N of Valid Cases	181		

* $p \leq 0,05$

Tabela 11 – Teste de Qui-Quadrado (G1S1)

Fractura		Grupo		Total
		Controlo	Termociclagem	
Adesiva	Frequência	80	77	157
	% na Fractura	51,0	49,0	100,0
	% no Grupo	81,6	92,8	86,7
	% no total	44,2	42,5	86,7
Coesiva R	Frequência	18	6	24
	% na Fractura	75,0	25,0	100,0
	% no Grupo	18,4	7,2	13,3
	% no total	9,9	3,3	13,3
Total	Frequência	98	83	181
	% na Fractura	54,1	45,9	100,0
	% no Grupo	100,0	100,0	100,0
	% no total	54,1	45,9	100,0

Tabela 12 – Análise do tipo de fractura (G1S1): Grupo Controlo *versus* Grupo Termociclado

G1S2

A relação entre o tipo de fractura e o grupo é estatisticamente significativa, $\chi^2 (2) = 9,997$, $p = 0,007$. Há uma proporção mais elevada de fracturas de tipo Adesiva no grupo de termociclagem em relação ao grupo controlo (66,7% *versus* 45,9%) e de fracturas de tipo Coesiva L e Coesiva R no grupo controlo em relação ao grupo termociclado ((6,8% *versus* 0,0%) e (47,3% *versus* 33,3%), respectivamente).

	Valor	Gl	Sig.
Pearson Chi-Square	9,997	2	,007*
Likelihood Ratio	11,954	2	,003
N of Valid Cases	152		

* $p \leq 0,05$

Tabela 13 – Teste de Qui-Quadrado (G1S2)

Fractura		Grupo		Total
		Controlo	Termociclagem	
Adesiva	Frequência	34	52	86
	% na Fractura	39,5	60,5	100,0
	% no Grupo	45,9	66,7	56,6
	% no total	22,4	34,2	56,6
Coesiva L	Frequência	5	0	5
	% na Fractura	100,0	0,0	100,0
	% no Grupo	6,8	0,0	3,3
	% no total	3,3	0,0	3,3
Coesiva R	Frequência	35	26	61
	% na Fractura	57,4	42,6	100,0
	% no Grupo	47,3	33,3	40,1
	% no total	23,0	17,1	40,1
Total	Frequência	74	78	152
	% na Fractura	48,7	51,3	100,0
	% no Grupo	100,0	100,0	100,0
	% no total	48,7	51,3	100,0

Tabela 14 – Análise do tipo de fractura (G1S2): Grupo Controlo *versus* Grupo Termociclado

G1S3

A relação entre o tipo de fractura e o grupo é estatisticamente significativa, $\chi^2 (2) = 11,653$, $p = 0,003$. Há uma proporção mais elevada de fracturas de tipo Adesiva e do tipo Coesiva L no grupo de termociclagem em relação ao grupo controlo ((80,8% *versus* 56,8%) e (1,3% *versus* 1,1%), respectivamente) e de fracturas de tipo Coesiva R no grupo controlo em relação ao grupo termociclado (42,1% *versus* 17,9%).

	Valor	Gl	Sig.
Pearson Chi-Square	11,653	2	,003*
Likelihood Ratio	12,073	2	,002
N of Valid Cases	173		

* $p \leq 0,05$

Tabela 15 – Teste de Qui-Quadrado (G1S3)

Fractura		Grupo		Total
		Controlo	Termociclagem	
Adesiva	Frequência	54	63	117
	% na Fractura	46,2	53,8	100,0
	% no Grupo	56,8	80,8	67,6
	% no total	31,2	36,4	67,6
Coesiva L	Frequência	1	1	2
	% na Fractura	50,0	50,0	100,0
	% no Grupo	1,1	1,3	1,2
	% no total	0,6	0,6	1,2
Coesiva R	Frequência	40	14	54
	% na Fractura	74,1	25,9	100,0
	% no Grupo	42,1	17,9	31,2
	% no total	23,1	8,1	31,2
Total	Frequência	95	78	173
	% na Fractura	54,9	45,1	100,0
	% no Grupo	100,0	100,0	100,0
	% no total	54,9	45,1	100,0

Tabela 16 – Análise do tipo de fractura (G1S3): Grupo Controlo *versus* Grupo Termociclado

G3S2

A relação entre o tipo de fractura e o grupo é estatisticamente significativa, $\chi^2 (2) = 11,337$, $p = 0,003$. Há uma proporção mais elevada de fracturas de tipo Adesiva no grupo de termociclagem em relação ao grupo controlo (58,0% *versus* 39,6%) e de fracturas de tipo Coesiva L e Coesiva R no grupo controlo em relação ao grupo termociclado ((12,1% *versus* 1,2%) e (48,4% *versus* 40,7%), respectivamente).

	Valor	Gl	Sig.
Pearson Chi-Square	10,818	2	,004*
Likelihood Ratio	12,209	2	,002
N of Valid Cases	172		

$p \leq 0,05$

Tabela 17 – Teste de Qui-Quadrado (G3S2)

Fractura		Grupo		Total
		Controlo	Termociclagem	
Adesiva	Frequência	36	47	83
	% na Fractura	43,4	56,6	100,0
	% no Grupo	39,6	58,0	48,3
	% no total	20,9	27,3	48,3
Coesiva L	Frequência	11	1	12
	% na Fractura	91,7	8,3	100,0
	% no Grupo	12,1	1,2	7,0
	% no total	6,4	0,6	7,0
Coesiva R	Frequência	44	33	77
	% na Fractura	57,1	42,9	100,0
	% no Grupo	48,4	40,7	44,8
	% no total	25,6	19,2	44,8
Total	Frequência	91	81	172
	% na Fractura	52,9	47,1	100,0
	% no Grupo	100,0	100,0	100,0
	% no total	52,9	47,1	100,0

Tabela 18 – Análise do tipo de fractura (G3S2): Grupo Controlo *versus* Grupo Termociclado

Para os restantes grupos (G2S1, G2S2, G3S1 e G3S3) a relação entre o tipo de fractura e o grupo não é estatisticamente significativa ($p=0,671$, $p=0,056$, $p=0,514$ e $p=0,405$, respectivamente).

VI - Discussão

O sucesso clínico das restaurações depende da qualidade e durabilidade da sua adesão às estruturas dentárias e/ou materiais restauradores. A cimentação de materiais que resultam da combinação de cerâmicas com a resina composta, como é o caso da Lava™ Ultimate, pressupõe uma técnica adesiva na qual é importante ter em consideração não só os sistemas adesivos e os cimentos escolhidos como também uma preparação de superfície adequada (Özcan & Vallittu, 2003).

Uma vez que existem diversas estratégias de condicionamento de superfície descritas na literatura, torna-se difícil para os clínicos escolher a que conduz a melhores resultados. Neste estudo, foram testados dois métodos de tratamento de superfície principais, o condicionamento com ácido hidrofúorídrico e jactamento com partículas de óxido de alumínio (50µm), divididos em oito combinações diferentes, com o intuito de definir qual o protocolo que fornece a melhor resistência adesiva (µTBS) entre o substrato, o cimento resinoso e material restaurador.

Uma superfície cerâmica não tratada é um substrato relativamente inerte com valores baixos de energia de superfície e molhabilidade (Casucci *et al.*, 2011). No presente estudo, os valores de resistência adesiva significativamente mais baixos, associados às falhas predominantemente adesivas nos grupos sem tratamento de superfície adicional, apenas limpos com álcool (G1S1 e G3S1, 67 MPa e 68 MPa, respectivamente), quando comparados com os restantes pré-tratados, permitem-nos verificar que a preparação da superfície tem, claramente, um papel muito importante na estabilidade da interface adesiva das restaurações e que é essencial para aumentar a interação entre o substrato e os monómeros funcionais presentes no sistema adesivo e cimento. Como consequência aumenta a resistência e longevidade das restaurações, tal como afirma Doucet (2008) num estudo sobre a adesão entre cerâmicas dentárias e resinas compostas usando diversas preparações de superfície.

O ácido hidrofúorídrico dissolve selectivamente os componentes vítreos da cerâmica e forma hexafluorossilicatos, que ao serem removidos com a lavagem produzem uma morfologia superficial semelhante a um “favo-de-mel”. Esta superfície porosa e irregular aumenta a área superficial da cerâmica e facilita a penetração da resina nas microretenções deixadas no substrato condicionado. Em estudos prévios, para as

cerâmicas vítreas com alto conteúdo em sílica (cerâmicas feldspáticas, reforçadas com leucite e dissilicato de lítio), o condicionamento com o ácido hidrofúorídrico em concentrações que variam entre 4 a 9,5%, seguido da aplicação de um silano, provou ser o melhor método de tratamento de superfície na medida em que proporciona uma rugosidade de superfície adequada a uma boa ligação micromecânica (Özcan & Vallittu, 2003; Blatz, Sadan & Kern, 2003; Conrad, Seong & Pesun, 2007, Chen & Suh, 2012).

No presente estudo, os grupos cujo as amostras foram condicionadas com ácido hidrofúorídrico a 9%, durante 30 segundos (G1S3, G2S2 e G3S3), apresentaram os valores mais altos de resistência adesiva (91, 91,2 e 94,12 MPa, respectivamente). Estes valores podem ser atribuídos às partículas de sílica presentes na constituição da Lava™ Ultimate, o que a torna receptiva ao condicionamento com ácidos, apesar do seu conteúdo em zircónia que poderia classificá-la como ácido-resistente.

Uma vez que a diferença entre os valores destes três grupos (G1S3, G2S2 e G3S3) não é considerada estatisticamente significativa ($p=0,921$) podemos concluir que o condicionamento com ácido hidrofúorídrico seguido da aplicação do silano, neste caso incorporado no sistema adesivo, é o tratamento de superfície que conduz a melhores resultados de resistência adesiva, independentemente do tipo de rugosidade inicial a que a Lava™ Ultimate é sujeita durante o processo de fresagem.

Não só o condicionamento das superfícies com ácidos, como também o uso de partículas abrasivas, tem sido amplamente descrito na literatura e defendido por muitos autores como tendo bons resultados ao nível da adesão. O jactamento com óxidos, como o óxido de alumínio, torna-se particularmente importante no caso das cerâmicas reforçadas, como as cerâmicas de zircónia e alumina, já que estas são consideradas ácido-resistentes devido ao seu baixo conteúdo em sílica (Casucci *et al.*, 2011; Thompson, Stoner, Piascik & Smith, 2011; Vanderlei *et al.*, 2013). Contudo, há também estudos que afirmam que o jactamento em excesso com partículas abrasivas, particularmente na zircónia, causa microfracturas na superfície que actuam como pontos de iniciação de futuras falhas na cerâmica (Thompson *et al.*, 2011).

Alguns estudos referem que este procedimento pode ser eficiente na adesão inicial a alguns agentes de cimentação, contudo a sua estabilidade é questionável, já que a resistência adesiva diminui em situações em que as amostras são submetidas a longos

períodos de exposição a saliva artificial e submetidas a testes de ciclagem térmica (Bona, Borba, Benetti & Cecchetti 2007).

Com os resultados obtidos neste estudo, é possível verificar uma diminuição das forças de adesão nos grupos jacteados com partículas de óxido de alumínio (G1S2, G2S1, G3S2) em comparação com os grupos condicionados com ácido (G1S3, G2S2 e G3S3), tanto no grupo controlo como no grupo termociclado.

Isto pode ser explicado pelo facto de o jacteamento com partículas de óxido de alumínio apenas criar irregularidades na superfície da cerâmica, sem criar qualquer retenção adicional (Kern & Thompson, 1995). Neste caso, vários estudos *in vitro* têm mostrado que com a aplicação de uma camada adicional de sílica na superfície das cerâmicas reforçadas as forças de adesão melhoram significativamente (Özcan & Vallittu, 2003; Bona *et al.*, 2007).

Deste modo, e atendendo aos resultados obtidos nos dois tipos de tratamento, podemos teorizar sobre o facto da sílica se sobrepor às partículas de zircónio presentes na constituição da nano cerâmica/resina por responder de forma mais significativa aos tratamentos de superfície. Por este motivo, aumentar a quantidade de sílica na superfície previamente ao condicionamento com ácido hidrofluorídrico, utilizando sistemas de silicatização como o CoJet™ ou Rocatec™ (3M, ESPE), pode ser útil no aumento das forças adesivas e estabilidade da interface.

Em concordância, um estudo de Bella Dona e seus colaboradores (2007) sobre o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência adesiva entre uma cerâmica de zircónia e uma resina composta apresenta valores de adesão significativamente mais altos em amostras silicatizadas pelo sistema CoJet™ (21,6 MPa), seguindo do jacteamento com óxido de alumínio (13,9 MPa) e do condicionamento com ácido hidrofluorídrico (10,4 MPa).

Estudos semelhantes de Özcan e Vallittu (2003), Amaral *et al.*, (2006), Mantillina e Vallittu (2007), entre outros autores, também afirmam que silicatar a superfície tanto de cerâmicas reforçadas com zircónio como de resinas compostas em comparação com o jacteamento com partículas de óxido de alumínio aumentam os valores de resistência adesiva.

Ao comparar os grupos G3S3 e G2S2, ou seja, um grupo fresado pelo sistema CEREC[®] e condicionado com ácido hidrofúorídrico a 9% e um grupo onde foram combinados os dois tratamentos de superfície testados (o ácido hidrofúorídrico e o jacto com partículas de óxido de alumínio) pudémos verificar que a diferenças de valores entre eles, tanto no grupo controlo como no grupo termociclado, não é estatisticamente significativa ($p=0,937$ e $p=0,450$), contrariamente ao que seria de esperar. Teoricamente, seria válido deduzir que dois tratamentos de superfície em simultâneo alcançariam valores mais elevados do que usando apenas um. No entanto, e com base nos resultados obtidos, podemos concluir que é preferível usar apenas uma técnica, em detrimento de duas, tornando o processo mais simples e igualmente eficaz.

Actualmente a adesão baseia-se não só em métodos físicos como na sua combinação com métodos químicos. Os silanos formam uma ligação covalente química entre a sílica presente na superfície das cerâmicas vítreas e resina composta o que irá favorecer a formação de ligações micromecânicas entre os substratos (Hoosmand *et al.*, 2004; Khoroushi & Motamedi, 2007; Chen & Suh, 2012).

Muitos investigadores acreditam que o silano bem como os monómeros adesivos funcionais, tais como MDP e outros monómeros acrílicos acidulados, presentes nos *primers*, têm um papel significativo na melhoria da resistência adesiva entre as cerâmicas e as resinas compostas. Lacy *et al.*, (1988) e, mais tarde, Kussano, Bonfante, Batista e Pinto (2003) mostram valores mais baixos de resistência adesiva e fracturas maioritariamente na interface, quando o silano não é aplicado, independentemente do tratamento de superfície. Todas as amostras do nosso estudo foram, por este motivo, tratadas com silano e monómeros fosfatados que se encontram incorporados no sistema adesivo de componente única, ScotchbondTM Universal.

Em teoria, está descrito que os monómeros funcionais adesivos têm a capacidade de formar ligações químicas com óxidos metálicos, ligações de Van der Waals ou pontes de hidrogénio na interface cerâmica-compósito (Yang, Barloi & Kern, 2010). O facto da nano cerâmica/resina ser constituída, em parte, por partículas de zircónio e por sua vez, estas possuírem óxidos metálicos, poderá também justificar os valores bastante elevados da resistência adesiva, alcançados no nosso estudo.

A maioria dos estudos demonstram que a qualidade da adesão dos materiais aderidos/cimentados tende a sofrer deteriorização ao longo do tempo. Por conseguinte, torna-se imprescindível o recurso a testes de envelhecimento de modo a conseguir avaliar o desempenho adesivos dos materiais aderidos (Özcan *et al.*, 2009, Cavalcante *et al.*, 2009).

No presente estudo, o mecanismo de envelhecimento usado consistiu na imersão das amostras em banhos cíclicos em água destilada a 5° e $55^{\circ} \pm 2^{\circ}\text{C}$, durante 30 segundos cada, num total de 10000 ciclos térmicos, o que simula aproximadamente um ano em meio oral (Gale e Darvell, 1999; De Munck *et al.*, 2005).

Existe alguma controvérsia em relação à estabilidade dos sistemas adesivos assim como em relação à sua durabilidade em ambiente oral húmido. Devido às diferenças nos coeficientes de expansão térmica, será de esperar que, a introdução do stress térmico na interface adesiva as ligações adesivas sofram um enfraquecimento. A hidrólise da ligação dos silanos com as cerâmicas e compósitos pode ser explicada pelo facto das resinas compostas serem permeáveis à água (Roulet, Söderholm e Longmate, 1995; Khoroushi e Motamedi, 2007).

Em concordância, neste estudo pudémos observar uma diminuição nos valores de adesão após ciclagem térmica na maioria dos grupos testados, ainda que só significativa em apenas um grupo (G1S1, $p=0,001$).

Contrariamente ao descrito, um estudo *in vitro* de Berry, Barghi e Chung (1999) sobre o efeito na silanização do armazenamento em água em reparos de cerâmicas e mais tarde, em 2004, um estudo semelhante de Hooshmand, Van Noort e Keshvad, revelam aumentos da resistência adesiva entre compósito e cerâmica após testes de envelhecimento, tal como pudémos verificar no grupo G3S1, no qual os valores de resistência adesiva aumentaram de forma significativa após termociclagem (79,86 vs 68,63 MPa, $p=0,001$).

Este aumento de valores após ciclagem térmica pode ser atribuído ao facto de ocorrer uma polimerização adicional dos diacrilatos presentes no adesivo, aquando da imersão das amostras no banho a 55°C , tal como refere Özcan *et al.*, (2009), num estudo com resinas à base de diacrilatos, após as amostras serem submetidas a

termociclagem e apresentarem valores de resistência adesiva mais elevados nos testes de microtracção (Özcan et al., 2009).

Quando comparado com o grupo G1S1, igualmente sem preparação de superfície, o facto deste aumento de valores após termociclagem ocorrer de forma significativa apenas no grupo G3S1, leva-nos a suspeitar que a rugosidade da superfície criada pela fresagem, poderá levar a uma melhor estabilidade da interface adesiva e com isso evitar a degradação tão acentuada dos componentes adesivos após testes de envelhecimento.

No nosso estudo, as fracturas do tipo adesiva foram predominantes e tenderam a aumentar após termociclagem, o que indica que a adesão foi de alguma forma prejudicada durante o processo de envelhecimento.

Várias técnicas são aceites na preparação de uma superfície cerâmica para um protocolo adesivo. Mas uma vez que todas as técnicas estão sujeitas à habilidade do operador, os procedimentos devem, de preferência, ser simples e fáceis de executar para que se alcancem os melhores resultados. Desta forma, no momento de optar por uma técnica em detrimento de outras, também devemos ter em conta factores como a sua disponibilidade e facilidade de manuseamento.

Salienta-se, ainda, que os resultados do presente estudo foram obtidos *in vitro*, sob condições laboratoriais controladas e com algumas limitações, podendo não reflectir rigorosamente a performance clínica das várias técnicas.

VII - Conclusões

Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, a hipótese nula foi rejeitada uma vez que diferentes métodos de tratamento de superfície afectam as forças de adesão estabelecidas entre a nano cerâmica/resina e o cimento resinoso.

Os valores mais elevados de adesão foram obtidos no grupo G3S3, cujo protocolo compreendia o condicionamento da superfície com ácido hidrofluorídrico a 9%, durante 30 segundos, após ter sido fresado pelo sistema CEREC®, tanto no grupo controlo como no grupo termociclado, contudo não foi estatisticamente significativo em relação aos restantes grupos condicionados com ácido hidrofluorídrico.

Podemos assim concluir que:

1. Diferentes tratamentos de superfície apresentam diferentes valores de resistência adesiva;
2. O condicionamento da superfície com ácido hidrofluorídrico a 9% durante 30 segundos apresenta melhores valores de adesão nos três grupos testados (G1S3, G2S2 e G3S3) independentemente do método de corte inicial, tanto no grupo controlo como no grupo termociclado;
3. As amostras sem tratamento de superfície adicional (G1S1, G2S1 e G3S1) apresentaram os valores mais baixos de resistência adesiva.

Após a conclusão deste estudo, ao analisar os resultados obtidos concluímos que, com a evolução dos materiais restauradores e protocolos de preparação de superfície é possível alcançar valores de adesão muito satisfatórios no que respeita à cimentação de cerâmicas a substratos resinosos, aumentando a longevidade das restaurações.

Relevância Clínica

O sucesso das restaurações indirectas tem por base uma boa cimentação às estruturas dentárias ou aos materiais restauradores. A qualidade da adesão está dependente de factores, entre os quais, a preparação de superfície do substrato a ser aderido. Como tal, é importante ter o conhecimento exacto das propriedades dos novos materiais e a sua melhor abordagem no que respeita à preparação da superfície a ser aderida, tendo como objectivo o aumento das forças adesivas e a qualidade da cimentação, factores que ditam o seu comportamento a longo prazo.

Atendendo aos valores obtidos neste estudo, é possível propor um novo protocolo de tratamento de superfície para o sistema Lava™ Ultimate através do condicionamento da superfície com ácido hidrofúorídrico, contrariamente ao indicado pelo fabricante até então. No entanto, estes resultados carecem de estudos clínicos.

Perspectivas Futuras

A estratégia de cimentação entre um material restaurador cerâmico e o substrato, seja ele resinoso ou tecido dentário, depende da constituição dos materiais e do comportamento dos agentes intermediários da adesão, ou seja, dos sistemas adesivos e agentes de cimentação.

Novos materiais, muitas vezes, implicam novas abordagens e, como tal, é necessário um estudo continuado das suas propriedades físicas e da sua interação com os materiais já conhecidos.

Estudos futuros deviam:

- Estudar a influência de diferentes concentrações de ácido hidrofúorídrico nos valores de resistência adesiva entre a nano cerâmica/resina e um cimento resinoso, partindo do pressuposto que o ácido é o melhor agente de preparação de superfície;
- Comparar a resistência adesiva promovida por diferentes estratégias de adesão, fazendo variar os sistema adesivo bem como a aplicação isolada de silano;

- Estudar o comportamento do ácido hidrofluorídrico nos valores de adesão aquando da silicatização prévia da superfície, usando, por exemplo, o sistema CoJet™ (3M, ESPE);
- Fazer variar o agente de cimentação, usando resina composta aquecida como alternativa aos cimentos resinosos, uma vez que muitos autores referem haver vantagens na cimentação de restaurações em dentes posteriores;
- Estudar o comportamento da interface adesiva ao utilizar tecidos dentários (dentina/esmalte) como alternativa aos bocos de resina composta na cimentação da nano cerâmica/resina;
- São necessários estudos clínicos que comprovem a eficácia dos tratamentos de superfície estudados *in vitro* nesta investigação;

VIII - Bibliografia

- Alex, G. (2008). Preparing porcelain surfaces for optimal bonding, *Functional Esthetics & Restorative Dentistry*, **2**(1), 38-49.
- Amaral, R., Özcan, M., Bottino, M.A., Valandro, L. F. (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning, *Dental Materials*, **22**, 283-290..
- Attia, A. (2010). Influence of surface treatment and cycling loading on the durability of repaired all-ceramic crowns, *J Appl Oral Sci*, **18**(2), 194-200.
- Attia, A. Lehmann, F. Kern, M. (2011). Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic, *Dental Materials*, **27**, 207-213.
- Bacchi, A., Cavalcante, L.M.A., Schneider, L.F.J., Consani, R.L.X. (2010). Reparos em restaurações de resina composta – revisão de literatura, *RFO*, Passo Fundo, **15**(3) 331-335.
- Badini, S.R.G., Tavares, A.C.S., Guerra, M.A.L., Dias, N.VF., Vieira, C.D. (2009). Adhesive strength – literature review, *Revista Odonto*, **16**(32), 105-115.
- Barkmeier, W. W., Shaffer, S. E., Gwinnett, A. J. (1986). Effects of 15 versus 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology, *Operative Dentistry*, **11**(3), 111-116.
- Bayen, S., Heymann, H. O., Edward, J., Swift, J. R. (1994). Update on dental composite restorations, *The Journal of the American Dental Association*, **125**(6), 687-701.
- Berry, T., Barghi, N. e Chung, K. (1999). “Effect of water storage on the silanization in porcelain repair strength”, *Journal of Oral Rehabilitation*, **26**, 459-463.
- Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J. e Leloup, G. (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites, *Dental Materials*, **23**, 51-59.

- Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature, *Journal of Prosthetic Dentistry*, **89**, 268-274.
- Bona, A. D., Borba, M., Benetti, P. e Cecchetti, D. (2007). Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin, *Brazilian Oral Research*, **21**(1), 10-15.
- Borba, M., Araújo, M. D., Fukushima, K. A., Yoshimura, H. N., Cesar, P. F., Griggs, J. A. e Della Bona, A. (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics, *Dental Materials*, **27**, 710-721.
- Bowen, R. L., Marjenhoff, W. A. (1992). Dental composites/glass ionomers: the materials, *Advances in Dental Research*, **6**, 44-49.
- Butze, J., Marcondes, M. L., Júnior, L. H. B. e Spohr, A. M. (2011). Avaliação da topografia superficial das cerâmicas submetidas a diferentes tratamentos de superfície, *Stomatos*, **17**(32), 4-14.
- Campos, L., Telles, M., Galhano, G.A., Camargo, F.P., Valandro, L.F., Mallmann, A. (2005). Efeito do tempo de condicionamento da superfície cerâmica sobre a resistência adesiva entre uma cerâmica de fluorapatita e um cimento resinoso, *Ciência Odontológica Brasileira*, **8** (3), 71-76.
- Casado, S. (2012). Estudo *in vitro* da resistência adesiva (μ TBS) de diferentes métodos de reparação de um novo material nano cerâmico/resina (Tese de Mestrado Integrado), Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Miniz, Monte de Caparica.
- Casucci, A., Monticelli, F., Goracci, C., Mazzitelli, C., Cantoro, A., Papacchini, F., Ferrari, M. (2011). Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength, *Dental Materials*, **27**, 1024-1030.
- Cavalcante, L., M., Schneider, L. F. J., Silva, L. S., Bedran-Russo, A. K. e Pimenta, L. A. F. (2009). Efeito da ciclagem térmica na microinfiltração e microtração de restaurações de resina composta, *RFO*, **14**(2). 132-138.
- Chen, L., Suh, B.I. (2012). Bonding of resin materials to all-ceramics: a review, *Current Research in Dentistry*, **3**(1), 7-17.

Chinelatti, M. A., Amaral, T. H. A., Borsatto, M. C., Palma-Dibb, R. G. e Corona, S. A. M (2007). Adhesive interfaces of enamel and dentin prepared by air-abrasion at different distances, *Applied Surface Science*, **253**, 4866-4871.

Chung, C.W.M, Yiu, C.K.Y, King, N.M., Hiraishi, N., Tay, F.R. (2009). Effect of saliva contamination on bond strength of resin luting cements to dentin, *Journal of Dentistry*, **37**, 923-931.

Coelho, A.; Canta, J.P.; Martins, J.N.R.; Oliveira, S.A.; Marques, P. (2012), Perspetiva histórica e conceitos atuais dos sistemas adesivos amelodentinários – revisão da literatura, *Revista Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial.*, **53** (1), 39-46.

Conrad, H.J., Seong, W-J. e Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **98**(5), 389-404.

Curtis, A. R., Palin, W. M., Fleming, G. J., Shortall, A. C. e Marquis, P. M. (2009). The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: The impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength, *Dental Materials*, **25**, 188-197.

D’Arcangelo, C., Vanini, L. (2007). Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations, *Journal of Adhesive Dentistry*, **9**(3), 319-326.

Della Bona, A., Shen, C. e Anusavice, K.J. (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic, *Dental Materials*, **20**, 338-344.

Della Bona, A., Borba, M., Benetti, P., Cecchetti, D. (2007). Effect of surface treatments on the bond strength of zirconia-reinforced ceramic to composite resin, *Dental Materials*, **21**(1), 10-15.

Della Bona, A. (2009). Adesão às cerâmicas: evidências científicas para uso clínico. 1ª edição, *Brasil: Artes Médicas*, 42-49.

De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2005). Micro-tensile bond strength of

adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling, *Dental Materials*, **21**, 999–1007.

Doucet, S., Tavernier, B., Colon, P., Picard, B. (2008). Adhesion between dental ceramic and bonding resin: quantitative evaluation by Vickers indenter methodology, *Dental Materials*, **24**, 45-49.

Duarte, S., Sartori, N., Sadan, A., Phark, J. (2011). Adhesive resin cements for bonding esthetic restorations: a review, *Quintessence of Dental Technology*, 42-66.

Elsaka, S. E. (2013). Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia-veneering ceramic systems, *Dental Materials* **29**, 239-251.

Ferracane, J.L., Stansbury, J.W. e Burke, F.J.T. (2010). Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations, *The Journal of Oral Rehabilitation*, **38**(4), 295-314.

Ferracane, J. L. (2011). Resin composite-state of the art, *Dental Materials*, **27**(1), 29-38.

Ferreira da Costa, T. R., Serrano, A. M., Atman, A. P. F., Loguercio, A. D., Reis, A. (2012). Durability of composite repair using different surface treatments, *Journal of Dentistry*, **40**, 513-521.

Fróis, J. G. B. (2012). Influência de alterações ao protocolo de aplicação na resistência adesiva ao corte de adesivo self-etch um passo, *Revista Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária e Cirurgia Maxilo-facial*, **53**(2), 83-89.

Gale, M.S., Darvell, B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, *Journal of Dentistry*, **27**, 89–99.

García, A.H., Lozano, M.A.M., Vila, J.C., Escribano, A.B., Galve, P.F. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications, *Medicina Oral, Patologia Oral e Cirurgia Bucal*, **11**, 215-220.

Garone GM, Russo EMA, Garone Netto N. (2006). Força de união por tracção de uma resina composta a três porcelanas dentais tratadas com ácido fluorídico.

Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo, jan-abr; **18**(1)37-42.

Gomes, E.A., Assunção, W.G., Rocha, E.P. e Santos, P.H. (2008). Cerâmicas Odontológicas: o estado atual, *Cerâmica*, **54**, 319-325.

Hooshmand, T., Van Noort, R. e Keshvad, A. (2002). Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental Materials*, **18**, 179-188.

Hooshmand, T., Van Noort, R. e Keshvad, A. (2004). Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond, *Dental Materials*, **20**, 635-642.

Kansu, G., Gökdeniz, B. (2011). Effects of different surface-treatment methods on the bond strengths of resin cements to full-ceramis systems, *Journal of Dental Sciences*, **6**, 134-139.

Karabela, M. M. e Sideridou, I. D. (2011). Synthesis and study of properties of dental resin composites with different nanosilica particles size, *Dental Materials*, **27**, 825-835.

Kelly, J. R., Nishimura, I. e Campbell, S. (1996). Ceramics in dentistry Historical roots and current perspectives, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **75**(1), 18-32.

Kern, M., Thompson, V. P. (1995). Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability, *Journal of Prosthetic Dentistry*, **73**(3), 240-249.

Khoroushi, M., Motamedi, S. (2007). Shear bond strength of composite-resin to porcelain: effect of thermocycling, *Journal of Dentistry*, **4**(1), 21-26.

Kina, S. (2005). Cerâmicas Dentárias, *Revista Dental Press de Estética*, **2**(2), 112-128.

Kiyan, V.H., Saraceni, C.H.C., Silveira, B.L., Aranha, A.C.C., Eduardo, C.P. (2007). The influence of internal surface treatments on tensile bond strength for two ceramic systems, *Operative Dentistry*, **32**(5), 457-465.

- Kussano, C. M., Bonfante, G., Batista, J. G. e Pinto, J. H. (2003). Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment, *Brazilian Dental Journal*, **14**(2), 132-1355.
- Lacy, A. M., La Luz, J., Watanabe, L. G. e Dellinges, M. (1988). Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **60**, 288-291.
- Lambrechts, P., Inokoshi, S., Van Meerbeek, B., Willems, G., Braem, M, Vanherle, G. (1991). Classification and potencial of composite lutting materials, *International Symposium on Computer Restorations*, 61-90.
- LeSage, B. P. (2007). Aesthetic anterior composite restorations: a guide to direct placement, *Dental Clinics of North America*, **51**(2), 359-378.
- Loomans, B. A. C., Cardoso, M. V., Roeters, F. J., Opdam, N. J., De Munck, J., Huysmans, M. C. e Van Meerbeek, B. (2011). Is there one optimal repair technique for all composites?, *Dental Materials*, **27**, 701-709.
- Lung, C.Y.K., Matinlinna, J.P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview, *Dental Materials*, **28**, 467-477.
- Magne, P., Magne, M., Magne, I. (2010). Porcelain jacket crowns: back to the future through bonding, *Quintessence Dental Technology*, 89-96.
- Manso, A.P., Silva, N.R.F.A., Bonfante, E.A., Pegoraro, T.A., Dias, R.A., Carvalho, R.M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations, *Dent Clin N Am*, **55**, 311-332.
- Masioli, M.A., Pimentel, F.L., Louro, R.L., Masioli, D.L.C. (2006). Reparo em restaurações de resina composta: procedimento simples e conservador, *UFES Revista de Odontologia*, **8**(3), 38-43.
- Martin, N. e Jedyakiewicz, N. M. (1999). Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review, *Dental Materials*, **15**, 54-61.
- Matinlinna, J. P., Lassila, L. V., Özcan, M., Yli-Urpo, A. e Vallittu, P. K. (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry, *The International Journal of Prosthodontics*, **17**, 155-164.

- McLaren, E.A. e Cao, P. T. (2009). Ceramics in Dentistry - Part I: Classes of Materials, *Inside Dentistry*, 94-104.
- Menezes, F.C.H., Borges, G.A., Valentino, T.A., Oliveira, M.A.H.M., Turssi, C.P., Correr-Sobrinho, L. (2009). Effect of surface treatment and storage on the bond strength of different ceramic systems, *Journal of Oral Science*, **8**(3), 9-13.
- Michida, S.M.A., Valandro, L.F., Yoshiga, S., Andreatta Filho, O.D., Balducci, I., Bottino, M.A. (2003). Effect of surface treatment of a glass-infiltrated alumina ceramic on the microtensile bond strength, *Journal of Applied Oral Science*, **11**(4), 361-366.
- Oliveira, N.A.; Diniz, L.S.M.; Svizero, N.R.; D'Alpino, P.H.P.; Pegoraro, C.A.C.C. (2010). Dental Adhesives: new concepts and clinical applications, *Revista Dentística on line*, **9**(19), 6-14.
- Özcan, M. e Vallittu, P. K., (2003). "Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics", *Dental Materials*, **19**, 725-731.
- Özcan, M., Valandro, L. F., Amaral, R., Leite, F. e Bottino, M. A. (2009). Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems, *Dental Materials*, **25**, 1477-1483.
- Özcan, M., Allahbeickaraghi, A. e Dündar, M. (2012). Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review, *Clinical Oral Investigations*, **16**, 15-23.
- Palmeijer, C. H., Stanley, H. R. (1992). Pulp reactions to resin cements, *The American Journal of Dentistry*, **5**(1), 81-87.
- Pashley, D. H. e Tay, F. R. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel, *Dental Materials*, **17**, 430-444.
- Pegoraro, T.A., Silva, N.R.F.A. e Carvalho, R.M. (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry, *Dental Clinics of North America*, **51**(2), 453-471.

Perdigão, J., Geraldeli, S., Carmo, A.R.P. e Dutra, H.R. (2003). In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **14**(1), 31-38.

Perdigão, J. e Geraldeli, S. (2003). Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **15**, 32-42.

Perdigão, J. (2007). New developments in dental adhesion, *Dental Clinics of North America*, **51**(2), 333-357.

Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P. e Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature, *Journal of Dentistry*, **28**, 163-177.

Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. e Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials, *Dental Materials*, **21**, 864-881.

Powers, J. M., Farah, J. W. F., O'keefe, K. L., Kolb, B., Udry, G. (2012). Guide all-ceramic bonding, *The Dental Advisor*, 1-11.

Prakki, A., Carvalho, R.M. (2001). Dual cure resin cements: characteristics and clinical considerations, *Pós-Grad Rev Fac Odontol S. José dos Campos*, **4**(1), 22-27.

Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk, P. C. e Gamblin, J. (2007). Direct composite restorative materials, *Dental Clinics of North America*, **51**(3), 659-675.

Quinn, J. B., Sundar, V. e Lloyd, I. K. (2003). Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics, *Dental Materials*, **19**, 603-611.

Raposo, L. H. A., Neiva, N. A., Silva, G. R., Carlo, H. L., Mota, A. S., Prado, C. J., Soares, C. J. (2009). Ceramic restoration repair: report of two cases, *Journal of Applied Oral Science*, **17**(2), 140-144.

Reiss, B. (2006). Clinical Results of Cerec Inlays in a Dental Practice over a Period of 18 Years, *International Journal of Computerized Dentistry*, **1**, 11-22.

Rocha, S., Tondela, J. P., Guerra, F. (2009). Coroas Cerâmicas, in Ramos, J. C. (Eds) *Estética em Medicina Dentária*. 1ª edição, pp.116-132, Abbott, Lisboa.

Rodrigues Jr., S. A., Scherrer, S. S., Ferracane, J. L. e Bona, A. D. (2008). Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite, *Dental Materials*, **24**, 1281-1288.

Rodrigues Jr., S.A., Ferracane, J.L., Della Bona, A. (2009). Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials, *Dental Materials*, **25**(4), 442-51.

Roulet, J. F., Söderholm, K. J. M. e Longmate, J. (1995). "Effect of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength", *Journal Dental Research*, **74**, pp. 381-387.

Santos Jr., G. C., Santos, M. J. M. C. e Rizkalla, A. S. (2009). Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations, *Journal of the Canadian Dental Association*, **75**(5), 379-384.

Scougall-Vilchis, R. J., Hotta ,Y., Hotta, M., Idono, T. e Yamamoto K. (2009). Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer, *Materials Journal*, **28**(1), 102-112.

Soares, C.J., Soares, P.V., Pereira, J.C., Fonseca, R.B. (2005). Surface treatment protocols in the cementation processo of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **17**, 224-235.

Sobreira, F. M. S., Azevedo, C. R., Filho, L. H. S. F., Vidal, A. P. V., Barros, L. F. e Ferreira, M. P. (2008). Métodos de reparo em resina composta: uma revisão, *Odontologia Clínico-Científica*, **7**(2), 123-128.

Thompson, J.Y., Stoner, B. R., Piascik, J. R., Smith, R. (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now?, *Dental Materials*, **27**, 71-82.

Valandro, L. F.; Özcan, M.; Bottino, M. C.; Bottino, M. A.; Scotti, R.; Della Bona, A. (2006). Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia

reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *Journal of Adhesive Dentistry*, **8**, p.175-181.

Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Ionue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin – current status and future challenges, *Operative Dentistry*, **28**(3), 215-235.

Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital, *Dental Materials*, **28**, 3-12.

Vanderlei, A., Passos, S. P., Özcan, M., Bottino, M. A., Valandro, L. F. (2013). Durability of adhesion between feldspathic ceramic and resin cements: effect of adhesive resin, polymerization mode of resin cement and aging, *Journal of Prosthodontics*, **22**, 196-202.

Vasudeva, G. (2009). Monomer systems for dental composites and their future: a review, *Journal of the California Dental Association*, **37**(6), 389-398.

Varjão, F.M., Schalch, M.V., Fonseca, R.G., Adabo, G.L. (2004). Tratamento de superfície de restaurações estéticas indirectas para cimentação adesiva, *RGO*, **52**(3), 145-149.

Walia, S., Thomas, P. M. J., Sandhu, H. e Santos Jr., G. C. (2009). Restoring Esthetics with Metal-Free Ceramics: A Case Report, *Journal of the American Dental Association*, **75**(5), 353-355.

Yang, B., Barloi, A. e Kern, M. (2010). Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin, *Dental Materials*, **26**(1), 44-50.

Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., Lussi, A. (2010). Composite materials: composition, properties an clinical applications, *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, **120**, 972-979.